

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE, 1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Studijní program: Doktorský (PhD)

Studijní obor: Lékařská biofyzika



MUDr. Tomáš Hanzelka

Cone Beam CT ve stomatologii:
Pohybové artefakty a jejich redukce

Cone Beam CT in dentistry:
Motion artifacts and their reduction

Disertační práce

Školitel: Prof. MUDr. RNDr. Jiří Beneš, CSc.

Školitel konzultant: Doc. MUDr et MUDr. René Foltán, PhD., FEBOMFS

Praha, 2013

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 15.5.2013

Tomáš Hanzelka

IDENTIFIKAČNÍ ZÁZNAM

Hanzelka, Tomáš. *Cone Beam CT ve stomatologii: Pohybové artefakty a jejich redukce. [Cone Beam CT in dentistry: Motion artifacts and their reduction]*. Praha, 2013. 110 s., 0 příl. Disertační práce (PhD.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ústav biofyziky a lékařské informatiky. Vedoucí práce Beneš, Jiří.

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji doc. René Foltánovi za motivaci. Díky němu jsem začal pracovat na klinice a věnovat se postgraduálnímu studiu.

Dále děkuji prof. Jiřímu Benešovi za velkorysost, Gabriele Pavlíkové za podporu, Jiřímu Šedému za cenné rady a především Haně Tycové a Josefovi Kučerovi za práci, která mě baví.

Děkuji svým nejbližším za laskavost a trpělivost.

ABSTRAKT

Cone Beam Computed Tomography (CBCT) umožňuje prostorové zobrazení ve stomatologii. Plochý detektor na jedné straně a zdroj rentgenového záření na straně druhé se během snímání jednou otočí kolem hlavy pacienta. Paprsek má tvar kužele, který prochází celou oblastí zájmu. Během jediné otáčky, která trvá od několika sekund do několika desítek sekund, je detektorem zachyceno až několik set základních 2D snímků. Ty reprezentují různé úhly pohledu na oblast zájmu a jsou následně softwarově zpracovány do podoby prostorového obrazu. Pravděpodobně největší výhodou CBCT je možnost prostorového zobrazení při efektivních dávkách záření srovnatelných se standardními zobrazovacími metodami užívanými ve stomatologii (Pauwels et al., 2010).

Experimentální část práce je věnována jedné z největších slabin CBCT - pohybu pacienta během snímání. Ten má zásadní vliv na kvalitu obrazu a v současnosti je hlavním limitujícím faktorem dalšího rozvoje této technologie. V první části experimentu jsme zaznamenávali velikost pohybů pomocí vysokorychlostní kamery a následně analyzovali data v programu MatLab. Jako velmi významná se ukázala být velikost pohybu pacientů i samotného CBCT přístroje. Pohyb byl největší na začátku snímání v případě pacientů i CBCT přístroje. V druhé části experimentu je prezentován vlastní návrh původního řešení celého problému. Pacient je během celého snímání sledován pomocí RTG kontrastních značek, které následně slouží k detekci pohybu a eliminaci jeho následného vlivu na kvalitu obrazu. Postup není finančně nákladný a při současném stavu poznání je dle našeho názoru technicky dobře proveditelný. Přínosem této metody by mohlo být zvýšení výsledného rozlišení nebo snížení radiační dávky.

Klíčová slova: *CBCT, pohyb, artefakty, rozlišení, kvalita obrazu*

ABSTRACT

Cone Beam Computed Tomography (CBCT) allows effective 3D imaging in dentistry.

CBCT consists of a planar detector and a x-ray source that rotate once around patient`s head. The x-ray beam is cone-shaped and is directed through the whole volume of interest. All the data needed are obtained during a single rotation of the source and detector. This rotation takes from several to several tens of seconds, and during this time the CBCT captures several hundred of 2D images. They represent different points of view on the region of interest and are later reconstructed to form a 3D data set. The biggest advantage of CBCT is that it can produce 3D image using at radiation doses similar to those of conventional diagnostic methods used in dentistry (Pauwels et al., 2010).

In the experimental part of our experiment, we address one of the biggest weaknesses of CBCT - patient movement during scanning which has a major impact on the image quality and is currently the main limiting factor in the further development of this technology. In the first part of our experiment, we recorded movements of patients and CBCT scanner using a high speed camera and subsequently analyzed the data in MatLab program. Significant level of patient motion as well as motion of CBCT scanner was demonstrated. Motion was highest at the beginning of the procedure. The second part of our experiment presents our original solution of eliminating the negative effects of patient`s movements. Radiopaque markers are used to monitor the patient throughout scanning. These markers are later used to detect motion artifacts and eliminate its consequent impact on image quality by a special software. Our solution is inexpensive and technically feasible at current state of art. Possible benefits would be better resolution or lower radiation dose.

Key words: CBCT, movement, artifacts, resolution, image quality

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AAOMR - American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (Americká akademie orální a maxilofaciální radiologie)

ACR - American College of Radiology (Americká radiologická společnost)

ALARA - As Low As Reasonably Achievable (Tak nízké, jak je rozumně dosažitelné - volba co nejnižší diagnosticky akceptovatelné dávky záření)

CBCT - Cone Beam Computed Tomography (Výpočetní tomografie využívající kuželový svazek záření)

CCD - charge-coupled device (Zařízení s vázanými náboji - elektronická součástka)

CNR - Contrast-to-noise ratio

CT - Computed tomography (Výpočetní tomografie)

DICOM - Digital Image and Communications In Medicine protocol suite (Protokol pro sdílení obrazových dat v medicíně)

DNA - Deoxyribonucleic acid (Deoxyribonukleová kyselina)

EAEC - European Atomic Energy Community (Evropské společenství pro atomovou energii)

FOI - Field of interest (Oblast zájmu)

FOV - Field of view (Zobrazovaná oblast)

FPD - Flat panel detector (Plochý detektor)

HPA - The Health Protection Agency (Britská organizace na ochranu zdraví)

HU - Hounsfield unit (Hounsfieldova jednotka denzity)

ICRP - International Commission on Radiological Protection (Mezinárodní komise radiologické ochrany)

IIT - Image intensifier tube (elektro-optický převaděč)

MatLab - Matrix laboratory (Počítačový program)

MIP - Maximum intensity projection (Metoda 3D zobrazení)

MPR - Multiplanar reconstruction (Multiplanární zobrazení)

MRI - Magnetic resonance imaging (Magnetická rezonance)

MSCT - Multi slice Computed Tomography (Výpočetní tomografie s několika řadami detektorů)

NEMA - National Electrical Manufacturers Association (Národní asociace výrobců elektrotechniky)

OPG - Ortopantomogram (Panoramatický snímek)

ROI - Region of interest (Oblast zájmu)

RTG - Rentgenové záření

SEDENTEX - Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray

TFT - Thin film transistor (Plochá matice tranzistorů)

2D zobrazení – Dvojměrné zobrazení

3D zobrazení - Trojměrné zobrazení

I. CBCT VE STOMATOLOGII	12
1. HISTORIE	12
1.1. Objev RTG záření	12
1.2. Konvenční zobrazovací metody ve stomatologii	13
1.3. Prostorové zobrazovací metody ve stomatologii	14
1.4. Vývoj Cone beam CT	17
2. RTG ZÁŘENÍ	19
2.1. Vznik RTG záření	19
2.2. Účinky RTG záření	21
3. PRINCIP CONE-BEAM CT	25
3.1. Úvod	25
3.2. Rozdělení přístrojů	26
3.3. Příprava pacienta	28
3.4. Nastavení přístroje	30
3.5. Průběh snímání	31
3.6. Zpracování dat	34
4. VÝHODY CONE-BEAM CT	40
4.1. Úvod	40
4.2. Dostupnost	40
4.3. Prostorová nenáročnost	40
4.4. Rozlišovací schopnost	41
4.5. Rychlost	42
4.6. Přesnost	42
4.7. Isotropie obrazu	43
4.8. Variabilní FOV	44
4.9. Zobrazení tvrdých tkání	44
4.10. Radiační dávka	45
4.11. DICOM	45
4.12. Možnosti využití	46
5. NEVÝHODY CBCT	49
5.1. Úvod	49
5.2. Šum	49
5.3. Zobrazení měkkých tkání	50
5.4. Měření denzity	50
5.5. Kovové artefakty	51
5.6. Pohybové artefakty	52
5.7. Cone beam effect	53
5.8. Undersampling	53
5.9. Partial volume averaging	53
6. VYUŽITÍ CONE-BEAM CT VE STOMATOLOGII	54
6.1 Úvod	54
6.2. Záchovná stomatologie a parodontologie	54
6.3. Ortodoncie	56
6.4. Orální a maxilofaciální chirurgie	57
7. ODPOVĚDNOST ZA INDIKACI A POPIS CBCT	60
7.1. Úvod	60
7.2. Rozvaha při indikaci CBCT	60
7.3. Popis CBCT snímku	61
7.4. Náhodné nálezy	61
7.5. Doporučení EAEC	62
7.6. Výhled do budoucna	62

II. POHYBOVÉ ARTEFAKTY	64
1. ÚVOD DO PROBLEMATIKY POHYBU PACIENTA	64
1.1. Pohyb pacienta během snímání	64
1.2. Vliv pohybu na kvalitu obrazu	65
1.3. Současný stav	65
1.4. Klinické důsledky	66
2. MĚŘENÍ VELIKOSTI POHYBU	67
2.1. Úvod	67
2.2. Cíle studie	68
2.3. Metodika měření a analýzy dat	68
2.4. Výsledky	73
2.5. Diskuze	76
2.6. Závěr	78
3. REDUKCE POHYBOVÝCH ARTEFAKTŮ	79
3.1. Úvod	79
3.3. Redukce pohybových artefaktů	79
3.4. Popis postupu	80
3.5. Současný stav výzkumu	83
3.6. Diskuze	84
3.7. Závěr	86
III. VÝSLEDKY	87
1. PŘEHLED VÝSLEDKŮ EXPERIMENTÁLNÍ ČÁSTI	87
2. PUBLIKACE A PREZENTACE SOUVISEJÍCÍ S TÉMATEM	87
3. OSTATNÍ PUBLIKACE A PREZENTACE	88
4. GRANTOVÁ ČINNOST	90
5. PATENT	90
IV. ZDROJE	91
1. ZDROJE CITACÍ	91
2. ZDROJE ILUSTRACÍ	96
V. VYBRANÉ PUBLIKACE	100
1.	100
2.	104

I.CBCT VE STOMATOLOGII

1. HISTORIE

- 1.1. Objev RTG záření
- 1.2. Konvenční zobrazovací metody ve stomatologii
- 1.3. Prostorové zobrazovací metody ve stomatologii
- 1.4. Vývoj CBCT

1.1. Objev RTG záření

Objev rentgenového (RTG) záření patří mezi jeden z nejdůležitějších mezníků v dějinách medicíny. První zmínky o neznámém záření nacházíme kolem roku 1875. Systematickým studiem záření se později zabýval Wilhelm Konrad Röntgen (1845-1923) (*Obr. 1*), který objevil jeho význam pro medicínu.



Obrázek 1. Wilhelm Konrad Röntgen (1845-1923) (1)

První snímek lidského těla pomocí paprsků X, jak Röntgen neviditelné záření nazval, pořídil v roce 1895. Na fotografickou desku zachytil obraz ruky své ženy, která prý zvolala: „Viděla jsem svou smrt!“ (*Obr.2*). Za svůj objev získal

Wilhelm Röntgen v roce 1901 první Nobelovu cenu za fyziku. V anglosaských zemích se dodnes označuje RTG záření jako „X-ray“.



Obrázek 2. První RTG snímek lidského těla - ruka Röntgenovy ženy (2)

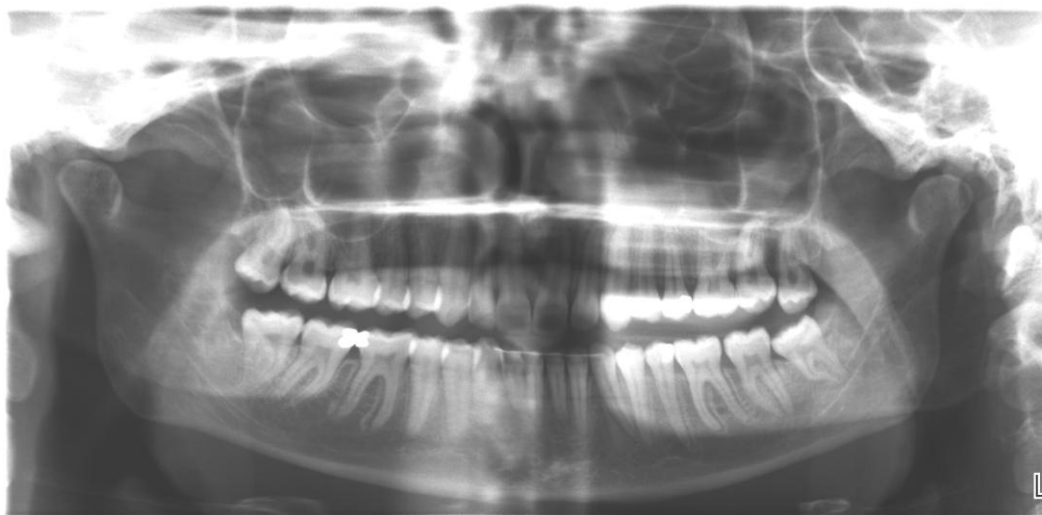
1.2. Konvenční zobrazovací metody ve stomatologii

Do oboru stomatologie proniklo rentgenové záření záhy po svém objevu. První intraorální snímek byl pořízen již v roce 1896 a je dodnes standardní součástí stomatologického vyšetření (Obr.3).



Obrázek 3. Intraorální snímek zubu (3)

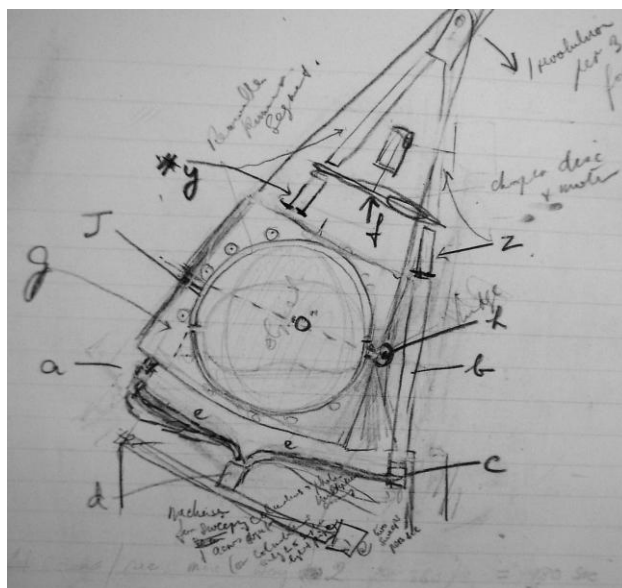
Dalším převratným objevem v 2D zobrazovacích metodách používaných ve stomatologii je ortopantomogram. Byl představen v šedesátých letech minulého století a navzdory zkreslení, zvětšení a překrývání struktur je dnes jednou z nejpoužívanějších zobrazovacích metod. Důvodem je finanční dostupnost, nízká radiační dávka a přehledné zobrazení celých zubních oblouků na jediném snímku (Obr.4).



Obrázek 4. Ortopantomogram (4)

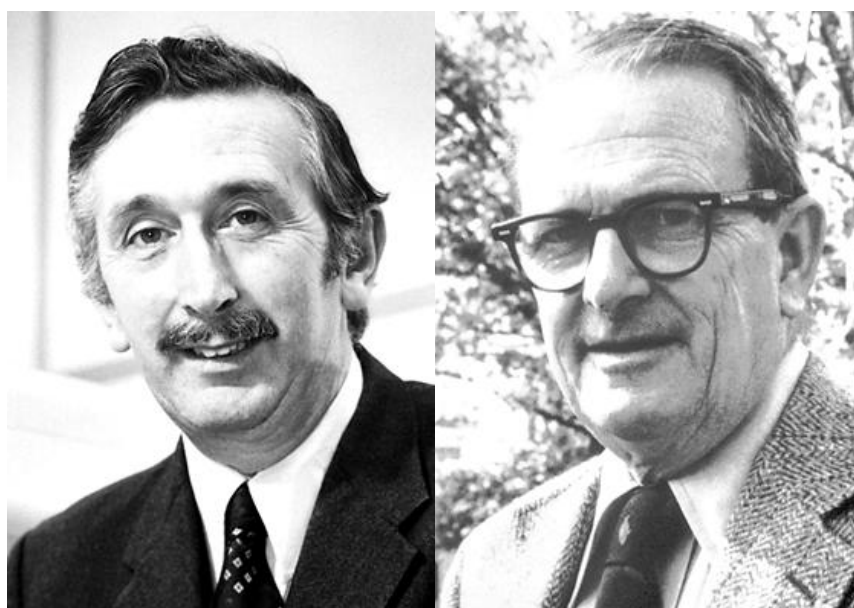
1.3. Prostorové zobrazovací metody ve stomatologii

Potřeba prostorového zobrazení ve stomatologii byla stejně jako v jiných oborech nahrazována provedením více snímků z různých úhlů pohledu v kombinaci s dobrou znalostí anatomických poměrů, zkušeností a prostorovou představivostí. První zkušeností stomatologie s 3D zobrazením byl Quintův sektograf navržený Dr. Arthurem Quintem v sedmdesátých letech minulého století. Přístroj byl navržen pro zobrazení temporomandibulárního kloubu a mezi jeho hlavní nevýhody patřila vysoká radiační dávka, časová náročnost a složitost celého procesu získávání 3D informace. Ve stejném období zažila medicína největší posun v RTG zobrazovacích technikách od objevení RTG zařízení. Brit Sir Godfrey Newbold Hounsfield zkonstruoval v roce 1967 první výpočetní tomograf (angl. computed tomography, CT), který byl poprvé klinicky použit v roce 1971 (Hounsfield, 1973) (Obr.5.).



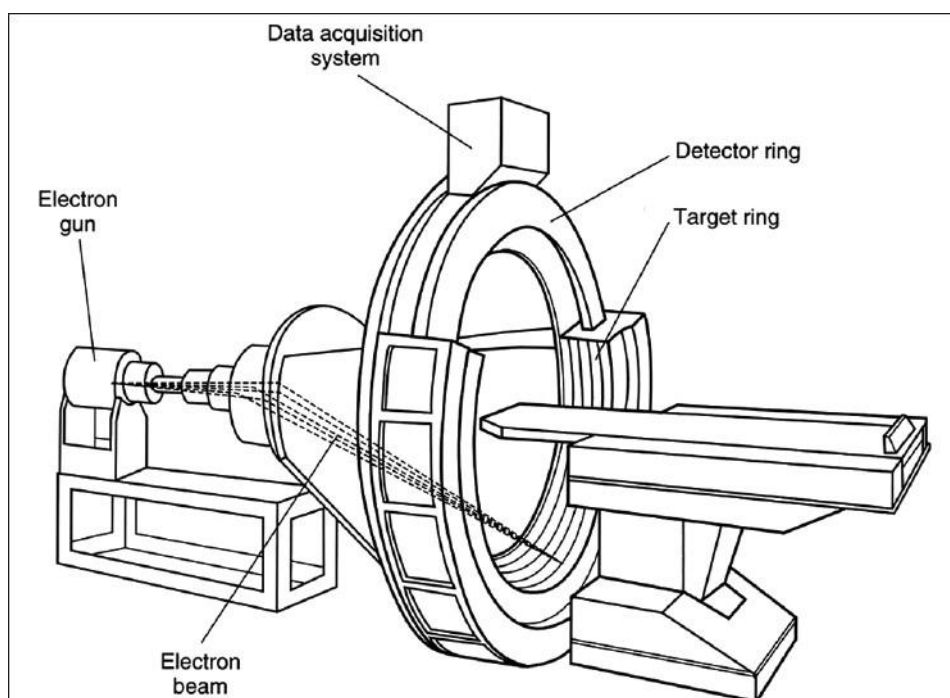
Obrázek 5. Skica výpočetního tomografu (5)

Přístroj získával data o oblasti zájmu ze všech úhlů a následně je rekonstruoval do plošných řezů danou oblastí. Matematický podklad pro tuto operaci popsal již v roce 1917 rakouský matematik Johann Radon. O téměř padesát let později byla myšlenka detailně rozpracována a dokončena jihoafričanem Allanem McLeod Cormackem. Šlo o fundamentální posun v zobrazovacích metodách a Hounsfield za tento objev získal spolu s Cormackem v roce 1979 Nobelovu cenu za medicínu a fyziologii (Obr.6.).



Obrázek 6. Sir Godfrey Newbold Hounsfield a Allan McLeod Cormack (6)

CT se stalo standardní a těžko nahraditelnou součástí diagnostických metod. Původní přístroj se skládal z jednodetektorového systému, na který dopadal úzce kolimovaný svazek RTG záření. Celý systém rotoval a postupně se posouval kolem dlouhé osy pacienta. Hlavní nevýhodou byla vysoká radiační dávka a dlouhá doba snímání. Snímání jednoho řezu trvalo až 5 minut. V následujících letech byly postupně představovány další generace CT přístrojů. Zásadní zrychlení celého snímání přineslo mimo jiné rozšíření detektorů do více řad (angl. MDCT – multi-detector computed tomography). Další velkou změnou byl způsob posunu pacienta během celé procedury. U původních generací CT přístrojů se po každém otočení celého systému pacient posunul a teprve poté bylo zahájeno snímání dalšího řezu. Tento princip se nazývá **rotačně-translační**. Rychlejší způsob využívá tzv. **spirální** CT, ve kterém je pacient posouván plynule. Jedním z limitů pro rychlost snímání se stává rotace rentgenky kolem pacienta. Tento problém řeší **Electron-beam** CT, ve kterém je zdroj elektronů statický a elektrony jsou na požadované místo kolimovány (Obr.7). Přístroj je výrazně dražší a pro svou rychlost se využívá především v kardiologii.



Obrázek 7.. Electron- beam CT (7)

Přes ohromný pokrok, který CT přístroje od doby Hounsfielda urazily, zůstává jejich princip stejný. Cílem je zachytit plošný řez, který může být sekundárně rekonstruován do 3D matice. Pro svou vysokou radiační dávku je využití CT ve stomatologii omezené a indikace sporné. Stojí např. jeden zub za podstoupení rizika souvisejícího se stochastickými účinky RTG záření? Jiná je situace v dentoalveolární a maxilofaciální chirurgii zahrnující léčbu úrazů a nádorů obličeje, kde jsou jeho indikace nesporné.

1.4. Vývoj Cone beam CT

Z hlediska samostatného oboru stomatologie byl zásadní vynález Cone beam CT. V roce 1982 byl zkonstruován v Mayo Clinic Biodynamics Research Laboratory první prototyp, který se zprvu používal v angiografii (Robb, 1982). CBCT přístroj pro orální a maxilofaciální oblast vyvinuli koncem devadesátých let Arai v Japonsku (Arai et al., 1999) a Mozzo v Itálii (Mozzo 1998). Komerčně dostupným se přístroj stal v roce 2001 (NewTom QR DVT 9000, Quantitative Radiology, Verona, Italy) (Obr.8.).



Obrázek 8. První komerčně dostupné CBCT pro maxilofaciální oblast - NewTom QR DVT 9000 (8)

CBCT není pouze další generací klasického CT přístroje. Z pohledu stomatologa lze CBCT označit za tzv. přelomovou inovaci, která otevírá oboru úplně nové možnosti. Přelomové či disruptivní inovace jsou charakteristické tím, že zásadním způsobem překonávají či vytlačují stávající technologie (Christensen, 1997). CBCT je jejich dobrým příkladem. Na rozdíl od běžně používaných stomatologických zobrazovacích metod CBCT poskytuje prostorové zobrazení. Radiační dávka takového vyšetření je však výrazně nižší než u klasického CT (viz dále).

Obrovskou popularitu a rozmach CBCT v poslední dekádě nejlépe ilustruje *Tabulka 1.* popisující stoupající množství vědeckých publikací zabývajících se CBCT. První podmínkou rozšíření CBCT byla konstrukce odolných a zároveň levných zdrojů RTG záření. Druhou podmínku pomohl splnit trh s digitálními fotoaparáty. Došlo k výraznému zlevnění a vývoji nových druhů senzorů. Nízká cena a vysoký výkon osobních počítačů splnily poslední podmínku nutnou k plošnému rozšíření CBCT.

Rok	Počet	Rok	Počet
2003	5	2008	176
2004	10	2009	228
2005	18	2010	363
2006	55	2011	502
2007	96	2012	666

Tabulka 1. Počet publikací v letech 2003-2012 nalezených pomocí PubMed.gov při zadání klíčového slova „CBCT“

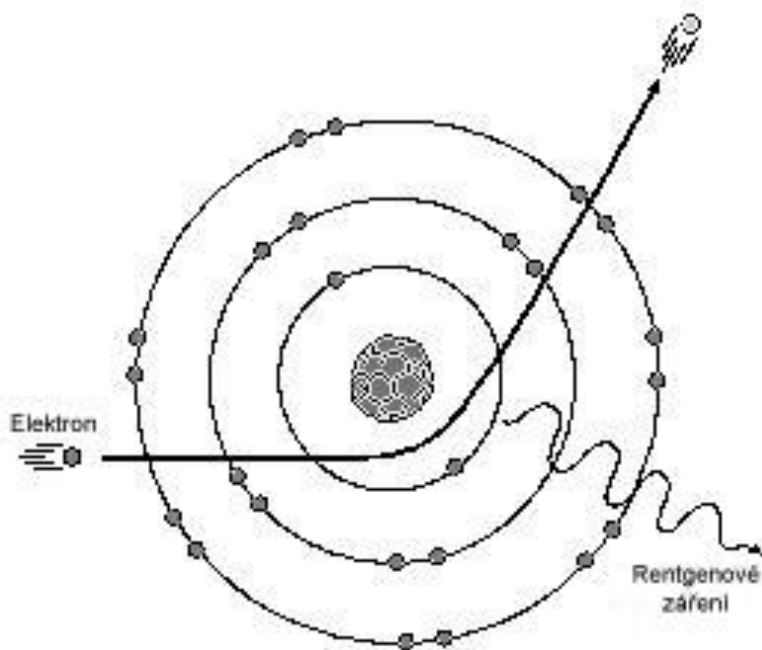
2. RTG ZÁŘENÍ

2.1 Vznik RTG záření

2.2 Účinky RTG záření

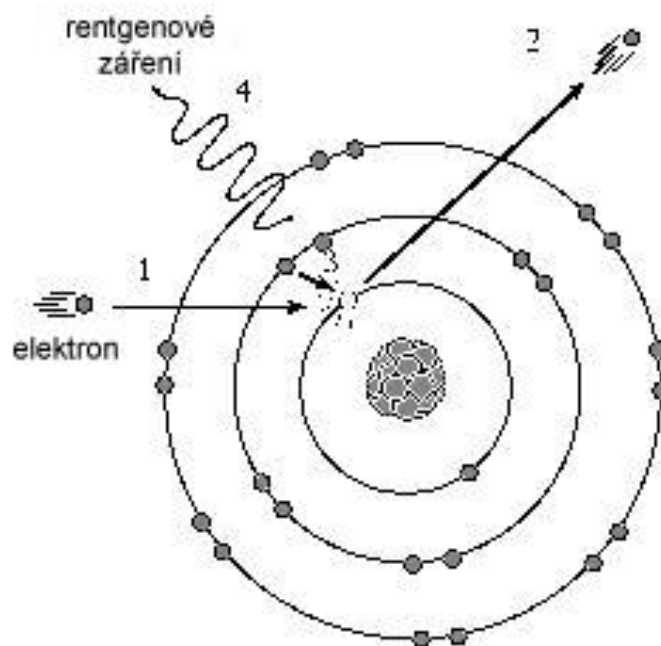
2.1. Vznik RTG záření

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění o frekvenci 10^{17} - 10^{20} Hz. Energie fotonů je o několik řádů vyšší než energie viditelného světla. Mezi charakteristické vlastnosti patří pronikavost látkami, jejich ionizace a excitace. S tím úzce souvisí i jeho biologické účinky. Rozeznáváme dva druhy rentgenového záření - měkké a tvrdé. **Měkké záření** má nižší energii a je málo pronikavé. Naopak **tvrdé záření** je vysoce pronikavé a jeho energie se částečně překrývá se zářením gama. Podle způsobu vzniku rentgenového záření můžeme rozlišit *brzdné a charakteristické* záření. **Brzdné záření** (Obr.9.) vzniká při nižších energiích následkem interakce rychle letících elektronů v elektrostatickém poli atomových jader anody. Kinetická energie elektronů je po jejich zpomalení a změně směru v elektrostatickém poli jádra uvolněna ve formě elektromagnetického záření se spojitým spektrem.



Obrázek 9. Schéma vzniku brzdného záření (9)

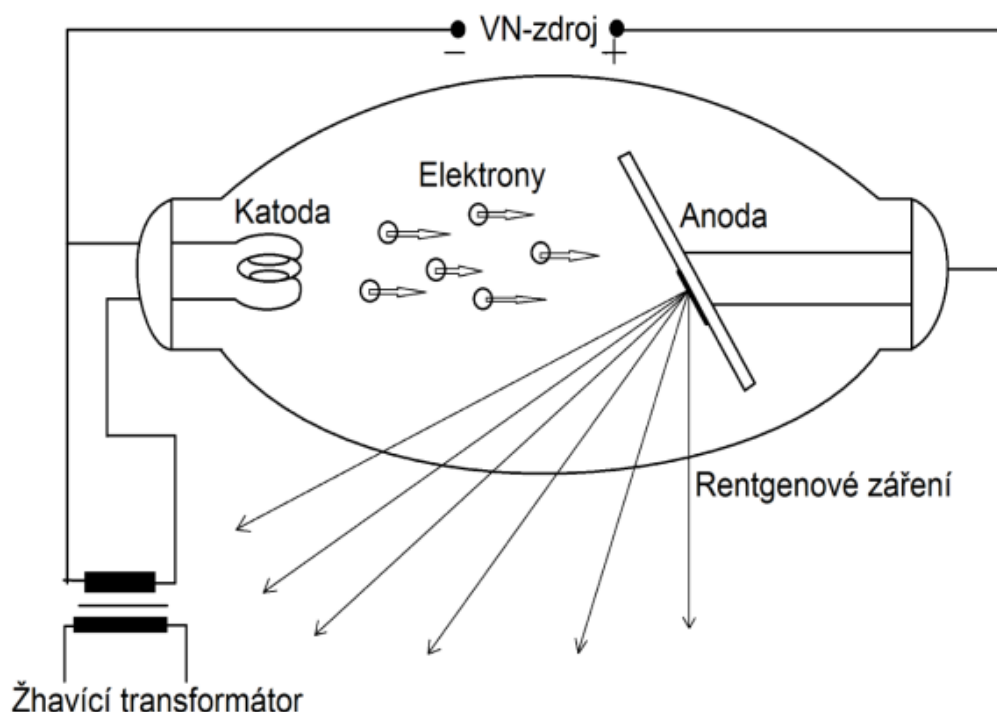
Spojité spektrum vzniká následkem náhodné vzdálenosti letících elektronů od atomového jádra. Nejkratší možná vlnová délka vychází z předpokladu, že se veškerá energie letícího elektronu přemění na energii záření. Tvar spektra nijak nesouvisí s materiálem anody, rostoucím napětím se však záření stává homogennějším. Druhým zářením je tzv. **charakteristické záření** (Obr.10.). Vzniká tím, že je energie letícího elektronu vyšší než vazebná energie vnitřního elektronu atomu anody. Dochází tak k jeho vyražení a prázdné místo je následně obsazeno některým z elektronů z vyšší vrstvy. Při přechodu elektronu z vyšší elektronové slupky na nižší je uvolněno rentgenové záření o specifické energii. Následkem toho se ve spojitém brzděném záření začnou objevovat vlnové délky charakteristické pro materiál anody.



Obrázek 10. Schéma vzniku charakteristického záření (10)

Zdrojem RTG záření pro diagnostické účely v medicíně je rentgenová lampa. Skládá se z anody a žhavené wolframové katody, které jsou uzavřené ve vakuové skleněné trubici. Katoda termoemisí uvolňuje elektrony a ty jsou v důsledku vysokého potenciálního rozdílu urychlovány a soustřeďovány na malou část anody. Ta se stává výše popsány mechanismy zdrojem RTG záření (Obr.11.). Účinnost celého systému je nízká – více jak 99 % energie se přemění na teplo, jež vyžaduje efektivní chlazení. Proto je také anoda

vyrobena z wolframu, který má vysoký bod tání a dobrou tepelnou vodivost. Anoda bývá připevněna na masivním měděném válci, případně může rotovat či být chlazena olejovou lázní. Schopnost efektivně chladit určuje zatížitelnost celé rentgenky. Ta nabývá na významu zvláště u přístrojů typu CT nebo CBCT, které fungují na principu opakovaných expozic. Napětí mezi anodou a katodou je zajišťováno pomocí transformátoru. Velikost napětí ovlivňuje charakter spektra a tím i pronikavost vznikajícího RTG záření a většinou se pohybuje v rozmezí 30–200 kV. Katoda je žhavená pomocí reostatu, který může měnit žhavicí proud ovlivňující intenzitu výsledného RTG záření (Beneš et al, 2011).

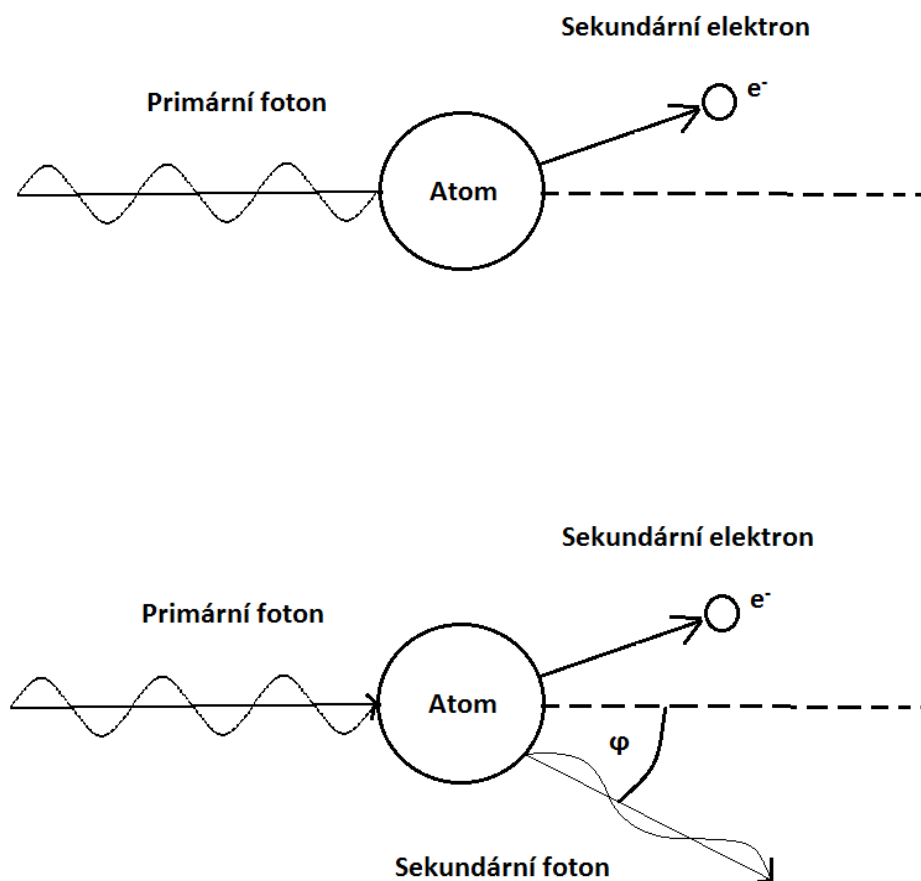


Obrázek 11. Schéma rentgenky (11)

2.2. Účinky RTG záření

RTG záření je vysokoenergetické elektromagnetické vlnění s ionizačními účinky. Jeho intenzita klesá ve vakuu se čtvercem vzdálenosti od bodového zdroje. Při průchodu absorpční látkou dochází k interakci mezi fotony RTG záření a atomy látky. Intenzita v tkáni klesá exponenciálně s hloubkou. Děje se tak v důsledku fotoefektu a Comptonova rozptylu. Při **fotoefektu**, který

převládá při nižších energiích RTG záření, letící foton interaguje s elektronem absorbující látky a zaniká. Jeho energie je spotřebována na uvolnění elektronu z elektronového obalu a na jeho kinetickou energii (Obr. 12.).



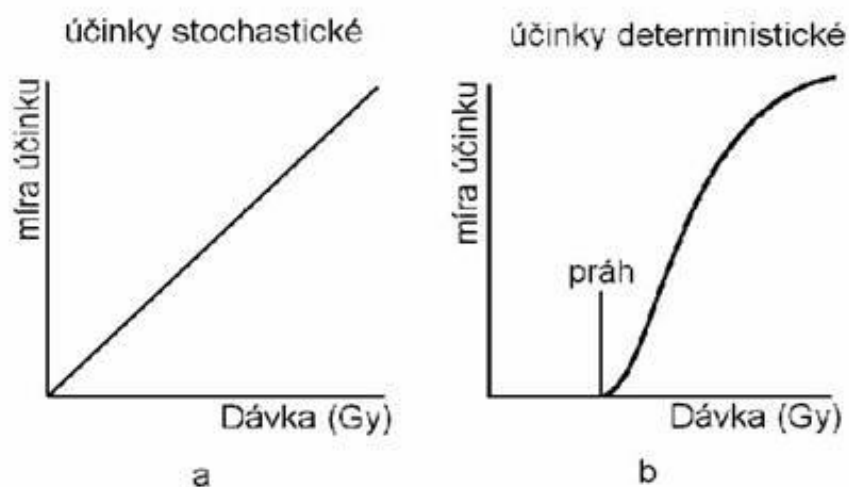
Obrázek 12.. Schéma fotoefektu a Comptonova rozptylu (12)

Letící elektron následně ionizuje elektrony v okolní tkáni. **Comptonův rozptyl** je charakteristický až pro vyšší energie záření. Foton stejně jako u fotoefektu interaguje s elektronem absorbující látky. Předává mu však pouze část své energie a sám odchýlen pokračuje (Obr.12.). Děj se opakuje do doby než foton ztratí tolik energie, že se zvýší pravděpodobnost jeho zániku fotoefektem (Beneš et al., 2011).

Biologická škodlivost RTG záření je způsobena především jeho ionizačními účinky na absorbující tkáň. Běžně dochází k poškození bílkovin či enzymů. Ty však mohou být při intaktní genetické informaci v DNA nahrazeny a

důsledky pro makroorganismus jsou tak většinou zanedbatelné. Nejvýznamnější biologický účinek RTG záření je poškození makromolekul DNA. Děje se tak dvěma mechanismy – přímo, ionizací a excitací atomů DNA, a nepřímo, následkem radiolýzy vody za vzniku velkého množství radikálů.

Účinky RTG záření dělíme na stochastické a deterministické. **Deterministické účinky** (Obr. 13) záření na rozdíl od stochastických vznikají vždy, když dojde k překročení prahové dávky. Klinický obraz je charakteristický a jeho závažnost roste spolu s absorbovanou dávkou. Celkově se projevuje jako nemoc z ozáření, lokálních účinků pak využíváme v radioterapii. V radiodiagnostice by se deterministické účinky vyskytnout neměly a proto se jimi nebudeme dále zabývat. **Stochastický účinek** (Obr. 13) je náhodný a bezprahový. Se stoupající dávkou neroste rozsah či závažnost poškození, ale pravděpodobnost jeho výskytu. Podkladem jsou mutace, které mohou způsobit maligní transformaci buněk. K té může dojít až za řadu let a u postiženého jedince nelze zpětně prokázat příčinnou souvislost s ozářením. V medicínském využití RTG záření se stochastickým účinkům nelze vyhnout. Snažíme se však minimalizovat riziko jejich vzniku dodržováním dávkových referenčních hodnot, indikováním RTG vyšetření pouze v opodstatněných případech a používáním ochranných pomůcek.



Obrázek 13. Stochastické a deterministické účinky RTG záření (13)

Různé tkáně a orgány mají různou citlivost vůči působení záření. Obecně náchylnější k maligní transformaci jsou rychle se dělící buňky - např. buňky kostní dřeně či střevní sliznice. Tato náchylnost je v praxi definována pomocí *tkáňového váhového faktoru* w_T . Ten vyjadřuje účast jednotlivých orgánů a tkání na celkovém poškození při celotělovém ozáření a jeho součet pro všechny orgány a tkáně je roven 1. Z medicínského hlediska je váhový faktor důležitý tím, že umožňuje určit velikost negativního účinku při nehomogenním ozáření, které je pro radiodiagnostiku typické. Celkový negativní účinek je pak vyjádřen pomocí *efektivní dávky* E (Sv - Sievert). (Švec, 2005).

V roce 2007 Mezinárodní komise radiologické ochrany (angl. International Commission on Radiological Protection, ICRP) přehodnotila tkáňové váhové faktory. Nově byl přidělen váhový faktor také slinným žlázám a spolu s dalšími změnami tudíž došlo ke zvýšení rizika vzniku nádorů v orofaciální oblasti (ICRP, 2007)

3. PRINCIP CONE-BEAM CT

3.1 Úvod

3.2 Rozdělení přístroje

3.3 Příprava pacienta

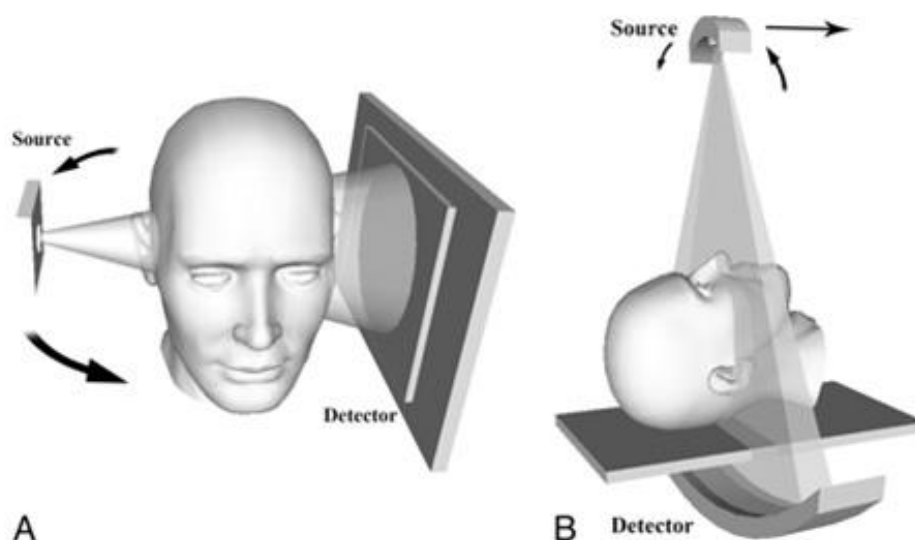
3.4 Nastavení přístroje

3.5 Průběh snímání

3.6 Zpracování dat

3.1. Úvod

CBCT je z hlediska stomatologie přelomová technologie. Liší se od konvenčních radiodiagnostických technologií a zásadní rozdíly nalezneme i při srovnání s klasickou výpočetní tomografií. Podstatou CBCT je plochý detektor na jedné straně a zdroj rentgenového záření na druhé straně. Záření má tvar kužele (angl. cone), který prochází celou oblastí zájmu (angl. field of interest - FOI) (Obr. 14). Všechna potřebná data jsou získána v průběhu jediné otáčky, která trvá v závislosti na nastavení přístroje několik až několik desítek sekund. Během této doby detektor zachytí řadu základních snímků reprezentujících různé úhly pohledu na oblast zájmu. Ty jsou následně zpracovány pomocí Feldkampova algoritmu do trojrozměrné matice (Feldkamp et al., 1984).



Obrázek 14. Rozdílný princip CBCT a CT přístroje

Na začátku této části jsou popsány druhy CBCT přístrojů. V dalších částech následuje klinické použití včetně poučení a polohování pacienta, nastavení přístroje, průběhu snímání a rekonstrukce dat. Anglické názvy používané v textu nemají vždy český ekvivalent a v takovém případě nebudou překládány.

3.2. Rozdělení přístrojů

3.2.1. Dle polohy pacienta během snímání

Jednou z hlavních výhod CBCT z hlediska stomatologické praxe je relativně malý prostor, který přístroj zabírá, a jeho cenová dostupnost. Dle konstrukce a polohy pacienta během snímání rozeznáváme tři základní druhy CBCT přístrojů.



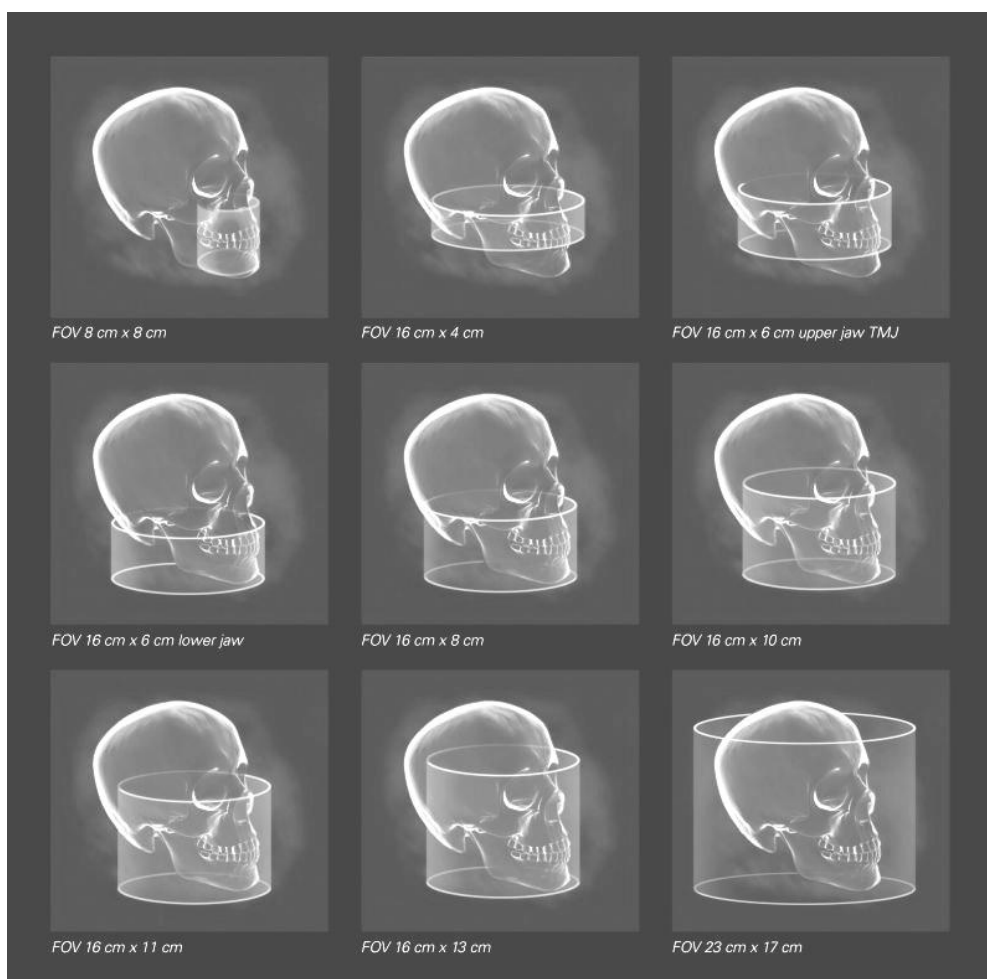
Obrázek 15. CBCT pro snímání pacienta vsedě (a), vleže (b), vestoje (c)
(15 a,b,c)

Nejvíce rozšířeným je přístroj, ve kterém pacient během skenování sedí. Kromě ostatních oborů stomatologie je zvláště vhodný pro ortodontii a ortognátní chirurgii (*Posuny čelistí z estetických či zdravotních důvodů*). Důvodem je přirozená poloha pacienta a měkkých tkání obličeje, které jsou ovlivněny gravitací stejně jako je tomu v běžném životě. Tento druh přístroje bude popisován v následujících kapitolách (*Obr. 15a*). Dalším druhem CBCT je přístroj podobný klasické výpočetní tomografii. Pacient během vyšetření leží. Přístroj je náročnější na prostor. Na druhou stranu je u tohoto druhu minimalizován pohyb pacienta a s tím související pohybové artefakty. Přístroj

se také hodí na vyšetření šířky dýchacích cest u pacientů s obstrukční spánkovou apnoe, protože v horizontální poloze jsou dýchací cesty podobně jako ve spánku nejvíce ovlivňovány gravitací (*Obr.15b*). Poslední druh CBCT přístroje snímá pacienta ve stoje (*Obr.15c*). Může být součástí ortopantomografu. Výsledný obraz bývá nejvíce zatížen pohybovými artefakty díky nedokonalé stabilizaci stojícího pacienta (Lee et al., 2008). Všechny tři druhy přístrojů fungují na stejném principu.

3.2.2. Dle velikosti detektoru

Další kritérium, podle kterého můžeme rozdělit CBCT přístroje, je velikost snímaného objemu (*Obr.16*). V anglosaské literatuře je uváděn termín Field Of View (FOV). Některé přístroje mají FOV nastavitelné dle potřeby, jiné – zvláště ty s menším rozsahem – mají FOV fixní. Horní hranice FOV u daného přístroje je dána velikostí senzoru.



Obrázek 16. Field of view (16)

Rozeznáváme zhruba čtyři skupiny dle velikosti a v důsledku i dle hlavního využití: (1) malé FOV do 5 cm (vyšetření jednotlivých zubů, alveolu či čelistního kloubu), (2) střední FOV do 10 cm (zachycení horní i dolní čelisti na jednom snímku), (3) velké FOV od 10 do 15 cm (zobrazení celé obličejové části lebky) a (4) největší FOV nad 15 cm (umožňující zachytit na jednom snímku téměř celou lebku včetně neurokrania) (Scarfe a Farman, 2008). Požadovaná maximální velikost FOV je pravděpodobně nejdůležitější kritérium při nákupu přístroje a do značné míry také ovlivňuje jeho cenu.

3.3. Příprava pacienta

3.3.1. Poučení pacienta

Pacient by měl být před samým začátkem poučen o podstatě zobrazovací metody. Je vhodné upozornit, že se jedná o metodu využívající RTG záření. Pacientek by se měl v této souvislosti obsluhující personál zeptat na případné těhotenství. Dále musíme pacienty poučit o průběhu celé procedury. Zvláště podstatné je zdůraznit škodlivost jakéhokoli pohybu na kvalitu obrazu. Z tohoto důvodu lze také doporučit, aby pacient během snímání zavřel oči a vyhnul se tak sledování otáčejícího se ramene (*Viz dále*). Pro dokonalejší představu může obsluha spustit tzv. dry run – přístroj se chová jako při skutečném snímání. Rameno se senzorem a zářičem se otáčí, zdroj RTG záření je však vypnutý. Pacient se tímto způsobem nejlépe seznámí s průběhem celé procedury.

3.3.2. Příprava pacienta

Kovové objekty mohou být zdrojem artefaktů (*Viz dále*) a snižovat tak kvalitu snímku. Proto je před vstupem pacienta do přístroje nutné odstranit všechny řetízky, náušnice, piercing a případně i snímatelné zubní náhrady (*Obr.17*). Po odstranění kovových objektů je pacient oblečen do ochranné olověné vesty. Její použití je nezbytné, neboť pacienta nelze zbytečně vystavovat RTG záření. Vhodný je i krční límec chránící štítnou žlázu, nepřekáží-li snímání požadované oblasti. Pokud zobrazujeme dentici v jedné čelisti, je možné pacienta požádat, aby během snímání skousnul do vatového válečku. Oddálí se tím protilehlá čelist i s amalgámovými výplněmi a fixními protetickými pracemi, které by mohly přispět k tvorbě artefaktů.



Obrázek 17. *Kovové předměty mohou být zdrojem artefaktů (17)*

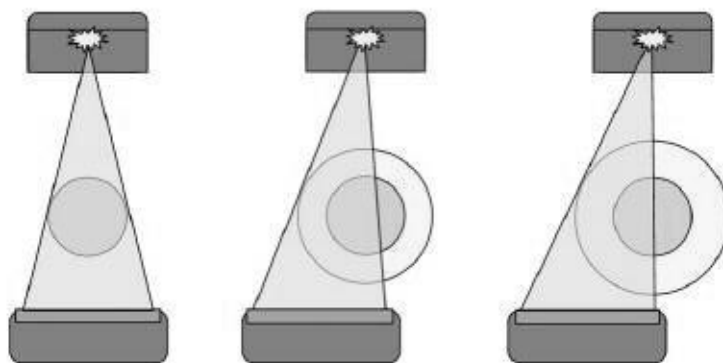
3.3.3. Polohování pacienta

Poloha pacienta v přístroji je důležitá z hlediska oblasti, kterou chceme snímat. K přesnému zaměření slouží nejčastěji tři na sebe kolmé laserové paprsky. Do jejich průsečíku umísťujeme oblast zájmu. Stabilizace pacienta je u různých přístrojů různá – zde bude popsán postup pro CBCT iCAT (Imaging Sciences International, Pennsylvania, USA), který je určený pro snímání sedícího pacienta. (Stabilizace u ostatních přístrojů je dostupná na internetových stránkách jednotlivých výrobců.) V první řadě upravíme dle navigačních laserových paprsků a výšky pacienta polohu sedátka a hlavové opěrky. Následně upevníme hlavu pacienta vůči opěrce pomocí pásu běžícího přes pacientovo čelo. Posledním mechanismem, který má zmírnit pohyb pacienta během snímání, je nastavitelná opěrka brady. Poté je možno zhotovit jeden kontrolní základní snímek, na kterém je patrné, jaká část hlavy bude zachycena. V případě, že poloha hlavy vůči plánovanému obrazu nevyhovuje, lze upravit pozici pacienta nebo nastavit jiný rozsah snímání. Tento postup je z hlediska radiační zátěže vhodnější, než nechat proběhnout celé snímání a následně muset celou proceduru opakovat ještě jednou.

3.4. Nastavení přístroje

3.4.1. Field of view

Nastavitelné FOV by mělo být zvláště u CBCT přístrojů s větším detektorem samozřejmostí (Scarfe a Farman, 2008). Nižší kolimace paprsku při snímání velkého objemu má negativní vliv na kvalitu obrazu. V důsledku Comptonova rozptylu vzniká velké množství sekundárního záření, které nenese žádnou užitečnou informaci o zobrazované tkáni a pouze zvyšuje radiační dávku. Navíc je významná část tohoto záření zachycena ve formě šumu na plochém detektoru a podílí se tak na degradaci kvality obrazu (Scarfe a Farman, 2008). Z těchto důvodů je vhodné a etické používat nejmenší možný rozsah FOV, který ještě poskytuje požadovanou informaci. Na druhé straně existují situace, ve kterých lékař potřebuje maximální FOV. To je dáno kolimací paprsku, geometrií snímání a především velikostí detektoru, která je úměrná jeho ceně. Z tohoto důvodu přišli někteří výrobci s postupy, jak zvýšit rozsah zobrazované oblasti s použitím stávajícího detektoru. Např. *Scanora 3D* (Soredex, Helsinki, Finland) využívá asymetrické polohy detektoru a asymetrické kolimace paprsku. Je snímána vždy jen polovina pacienta. (Obr. 18)



Obrázek 18. Rozšíření FOV u přístroje Scanora 3D (18)

Jiné řešení nabízí *i-CAT* otočením obdélníkového detektoru ze standardní pozice “landscape” do pozice “portrait”. Oba principy umožňují získání většího obrazu o nižším rozlišení. Další možností je počítačové spojení dvou sousedících skenů u přístroje *i-CAT extended field of view*. Maximální rozlišení zůstává zachováno.

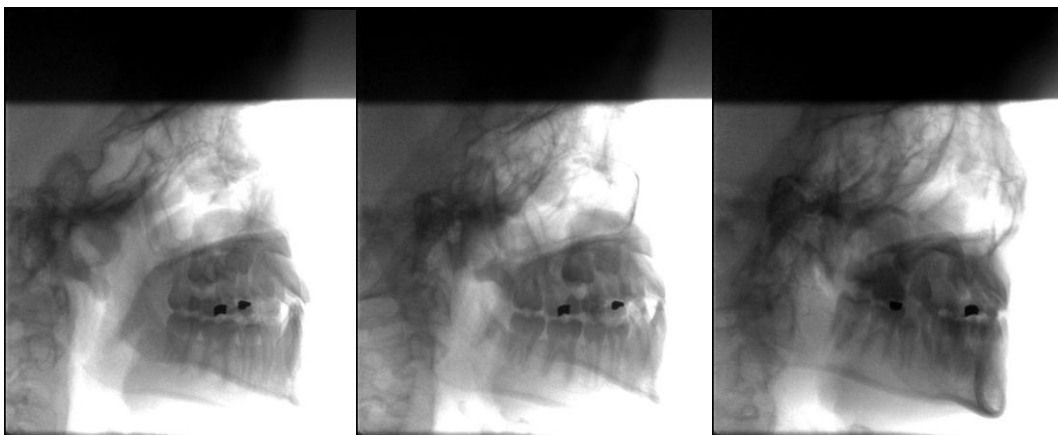
3.4.2. Snímací čas, rozlišení a počet základních projekcí

Snímací čas je doba počínající registrací prvního základního snímku a končící registrací posledního základního snímku. Pohybuje se od několika sekund do několika desítek sekund v závislosti na počtu požadovaných základních projekcí a na snímkovací frekvenci (angl. frame rate), která určuje maximální rychlost snímání (*Viz dále*). Počet základních projekcí rozhoduje o množství získaných dat a tím i o kvalitě výsledného obrazu. U většiny přístrojů se nepřímo ovlivňuje nastavením požadovaného rozlišení a orientačně se pohybuje od 150 do 600 snímků (Scarfe a Farman, 2008). Vyšší počet základních snímků zlepšuje kvalitu obrazu, ale prodlužuje čas snímání a zvyšuje radiační dávku.

3.5. Průběh snímání

3.5.1. Průběh snímání

Po nastavení polohy pacienta, požadovaného FOV a rozlišení je zahájeno snímání obrazu. Rameno se zdrojem RTG paprsků na jedné straně a detektorem na druhé straně se otáčí kolem osy procházející hlavou pacienta. Jak již bylo naznačeno dříve, všechna data jsou získána během jediné otáčky. Většina výrobců využívá otočení o 360°, které umožňuje získat kompletní sadu dat potřebnou pro rekonstrukci pomocí Feldkampova algoritmu (*viz dále*). Konstrukčně jednodušší řešení, kdy detektor opíše pouze část kruhové trajektorie, je teoreticky rychlejší, ale rekonstrukce obrazu trpí vyšším množstvím šumu a artefakty vzniklými v důsledku interpolace dat (Scarfe a Farman, 2008). Během rotace ramene dochází v pravidelném intervalu k expozicím trvajícím zlomky sekund. Na detektoru jsou registrovány základní snímky (v anglosaské literatuře tzv. frames nebo raw images). Připomínají kefalogramy a každý z nich představuje mírně jiný pohled na hlavu pacienta (*Obr.19*). Tyto snímky jsou po úpravě v detektoru (preprocessing) odeslány do řídicí jednotky a zpracovány pomocí rekonstrukčního algoritmu (*viz dále*).



Obrázek 19. *Tři různé základní snímky stejného pacienta (19)*

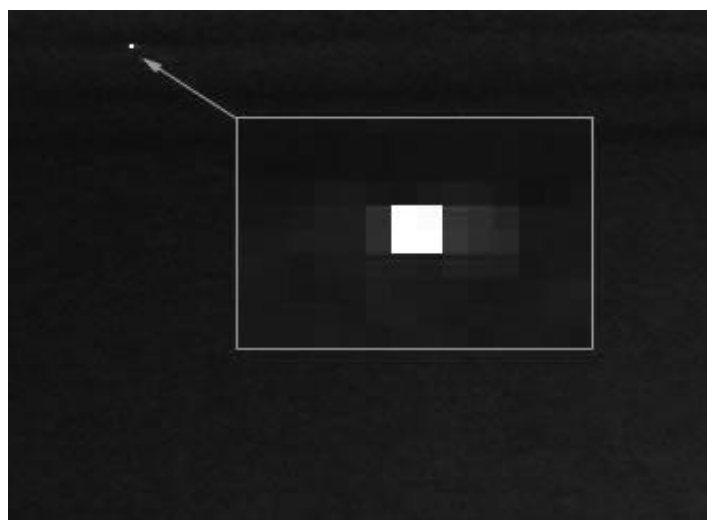
3.5.2. Zdroj RTG záření

Podstata vzniku RTG záření byla popsána v kapitole 1.2 a 1.3. Zde budou uvedeny pouze odlišnosti a specifika CBCT. Přístroje určené pro maxilofaciální oblast využívají napětí v rozmezí 60 kV až 120 kV a proud v rozsahu 1-15 mA (Hloušková, 2012). Velikost těchto parametrů přímo ovlivňuje kvalitu obrazu. Můžou být nastaveny manuálně nebo lépe automaticky podle zkušebního snímku či v průběhu celého snímání na základě okamžité zpětné vazby z detektoru (Automatic exposure control) (White a Pharoah, 2009).

Spektrum RTG záření je nehomogenní a nízkoenergetické složky spektra je nutno odfiltrovat již při výstupu z rentgenky pomocí tenké kovové fólie. V opačném případě dochází k jejich pohlcení tkání a zbytečnému nárůstu radiační zátěže pacienta. Dalším důležitým faktorem z hlediska celkové radiační dávky je doba, po kterou je rentgenka zdrojem záření. V minulosti se používaly kontinuální zdroje záření. Rentgenka byla zapnutá po celou dobu rotace ramene a expoziční čas se rovnal času snímání. To výrazným způsobem zvyšovalo radiační dávku a navíc většina záření vůbec nepřispívala k tvorbě obrazu (*viz dále*). V dnešních CBCT přístrojích je zdroj záření většinou synchronizován s detektorem – zapíná se pouze ve chvíli, kdy je detektor připravený k další expozici. To zásadním způsobem snižuje radiační zátěž pacienta. Srovnávání těchto dvou systémů bylo jednou z hlavních příčin velkých rozdílů v radiačních dávkách mezi jednotlivými CBCT přístroji (Scarfe a Farman, 2008).

3.5.3. Detekce obrazu

Po průchodu oblastí zájmu dopadá rentgenového záření na detektor, který informaci o dopadajících fotonech převádí na elektrické impulsy. V CBCT přístrojích se využívaly dva druhy detektorů. Starším typem detektoru je II/CCD detektor, ve kterém je pomocí zesilovače obrazu (Image Intensifier II) RTG záření převedeno na zesílené viditelné světlo a zachyceno CCD (Charge Coupled Device) kamerou. Druhým typem detektoru je tzv. plochý detektor (Flat Panel Detecor, FPD). Je konstrukčně méně náročný, levnější a přesnější. Skládá se z vrstvy fotodiod, na kterou přiléhá matice tranzistorů (Thin-Film Tranzistors, TFT). U *nepřímého* systému FPD dopadá RTG záření na vrstvu scintilátoru (nejčastěji CsI), který záření konvertuje na viditelné světlo. Až to je registrováno fotodiodou na bázi amorfního křemíku. *Přímý* systém FPD využívá místo amorfního křemíku amorfní selen. Ten je sám o sobě citlivý na RTG záření a není tak potřebná konverze na viditelné světlo pomocí scintilátoru (Hloušková, 2012, Zöllner a Neugebauer, 2008). FPD detektory jsou konstrukčně jednodušší, mají větší dynamický rozsah a prostorové rozlišení, menší periferní zkreslení a nižší hladinu šumu (Baba et al., 2004, Bartling et al., 2007, Scarfe a Farman, 2008). Nevýhodu oproti II/CCD detektorům je vyšší potřebná dávka záření, nelineární odpověď detektoru napříč rentgenovým spektrem a přítomnost vadných pixelů (bad pixels) (Scarfe a Farman, 2008) (*Obr.20*).



Obrázek 20. *Bad pixels*

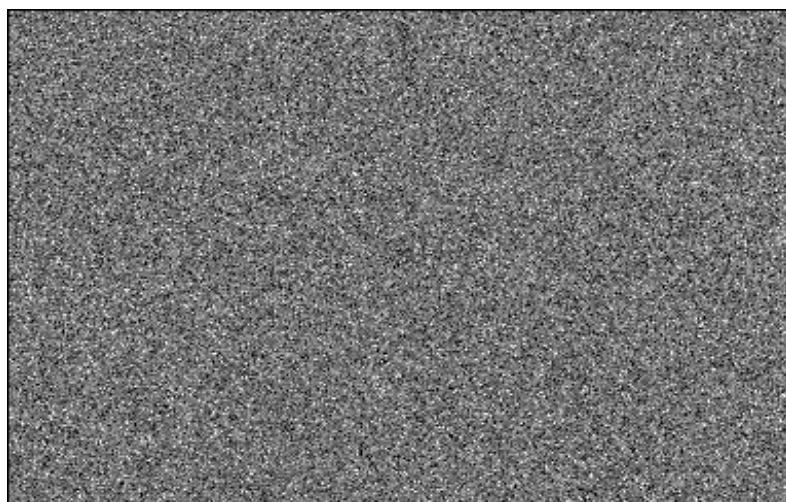
Schopnost detektoru zachytit obraz, odeslat ho do řídicí jednotky a připravit se na další expozici určuje maximální snímkovací frekvenci (angl. frame rate) přístroje. Ta je v současnosti jedním z limitujících faktorů pro zrychlení celého procesu snímání.

3.6. Zpracování dat

3.6.1. Rekonstrukce obrazu

Data z detektoru jsou uložena v podobě sady 2D základních snímků a následně zpracována do podoby 3D obrazu. Jedná se o proces, při kterém je zpracováváno velké množství dat: 150 až 600 základních projekcí, z nichž každá má více jak milion pixelů o 12 či 16 bitech šedi (Scarfe a Farman, 2008). Na rozdíl od konvenční tomografie zpracovává data osobní počítač, což také přispívá k nižší ceně celého zařízení. Doba celé rekonstrukce se liší dle nastavení CBCT (rozlišení, velikost FOV, počet základních projekcí), dle výkonnosti použitého osobního počítače a dle složitosti rekonstrukčního algoritmu.

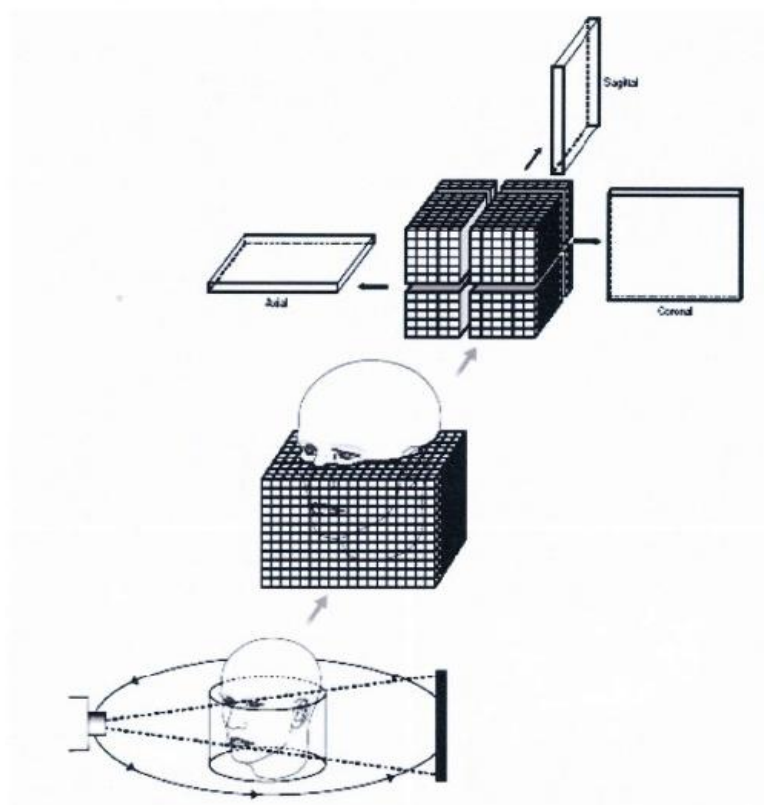
Celý proces je rozdělen na několik fází. První fáze se nazývá “Detector Pre-processing” a slouží k eliminaci části artefaktů vzniklých například v důsledku variabilní citlivosti scintilátoru, v důsledku signálu vzniklého klidovým proudem na fotodiodách (dark image offset) (*Obr.21*) či v důsledku defektních pixelů (bad pixels) (Scarfe a Farman, 2008).



Obrázek 21. Dark image offset (21)

Druhá fáze je složena z tvorby sinogramů a z jejich následného zpracování pomocí rekonstrukčního algoritmu. Sinogramy jsou kompozitní obrazy složené z korespondující řady pixelů z každé základní projekce. Následně jsou zpracovány některým z rekonstrukčních algoritmů - nejčastěji již mnohokrát zmiňovaný Feldkampův algoritmus (Scarfe a Farman, 2008). Ten byl popsán v roce 1984 Feldkampem, Davisem a Kressem (Feldkamp et al., 1984). Feldkampův algoritmus je dostatečně přesný v centrální oblasti obrazu. Periferně, v místech, kde díky geometrii CBCT vždy chybí část dat, se objevují artefakty. Dalším problémem je potřeba kompletní sady základních projekcí. Systémy využívající pouze částečnou rotaci ramene tak většinou k rekonstrukci používají jiné druhy rekonstrukčních algoritmů.

U konvenčního CT je základním uživatelským výstupem série 2D snímků složených z jednotlivých pixelů. 3D obraz vzniká až sekundárně složením 2D snímků. U CBCT je základním výstupem 3D obraz, který je složený z jednotlivých voxelů (Obr.22).



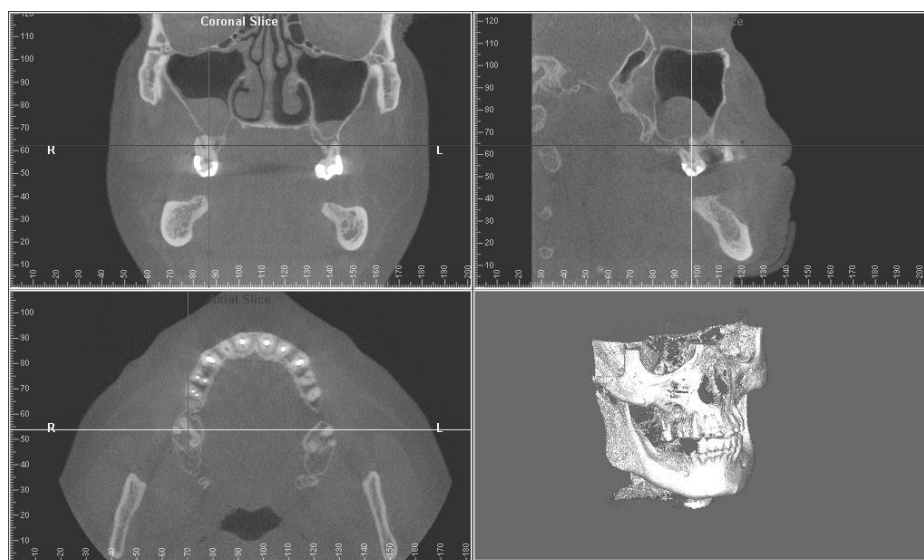
Obrázek 22. Skladba 3D obrazu CBCT (22)

Tento 3D obraz je izotropický - má rozlišení stejné ve všech směrech (Scarfe a Farman, 2008). Každému voxelu je přiřazen určitý stupeň šedi, který koreluje s denzitou tkáně v daném místě. Ta je měřena v Hounsfieldových jednotkách (HU, Hounsfield unit). Hodnotě -1000 odpovídá vzduch, voda má hodnotu 0 a kost +1000. Použití Hounsfieldových jednotek u CBCT má však své limity (*Viz dále*).

3.6.2. Prohlížení obrazu

3-D rekonstrukce CBCT obrazu je nativně ukládána do mezinárodně uznávaného formátu DICOM (Digital Image and Communications In Medicine protocol suite) (*Viz dále*). Ten umožňuje snadnou výměnu dat a otevření souboru i v programech jiných výrobců. Je to důležité, protože program, který uživatel dostane spolu s CBCT zařízením, nabízí pouze základní zpracování dat. Navíc jsou data prohlížena často na jiném pracovišti, než na kterém byla pořízena. Díky formátu DICOM může lékař využít program, se kterým je zvyklý pracovat. V následující části budou představeny některé možnosti zobrazení s ilustrujícími obrázky.

Klinicky nejčastěji využívané je ortogonální zobrazení třech na sobě kolmých řezů, jejichž tloušťka je nastavitelná. Toto zobrazení umožňuje snadnou orientaci a rychlé procházení obrazu. Mělo by být vždy využito pro kontrolu celého objemu dat (*Obr 23*).



Obrázek 23. Ortogonální zobrazení (23)

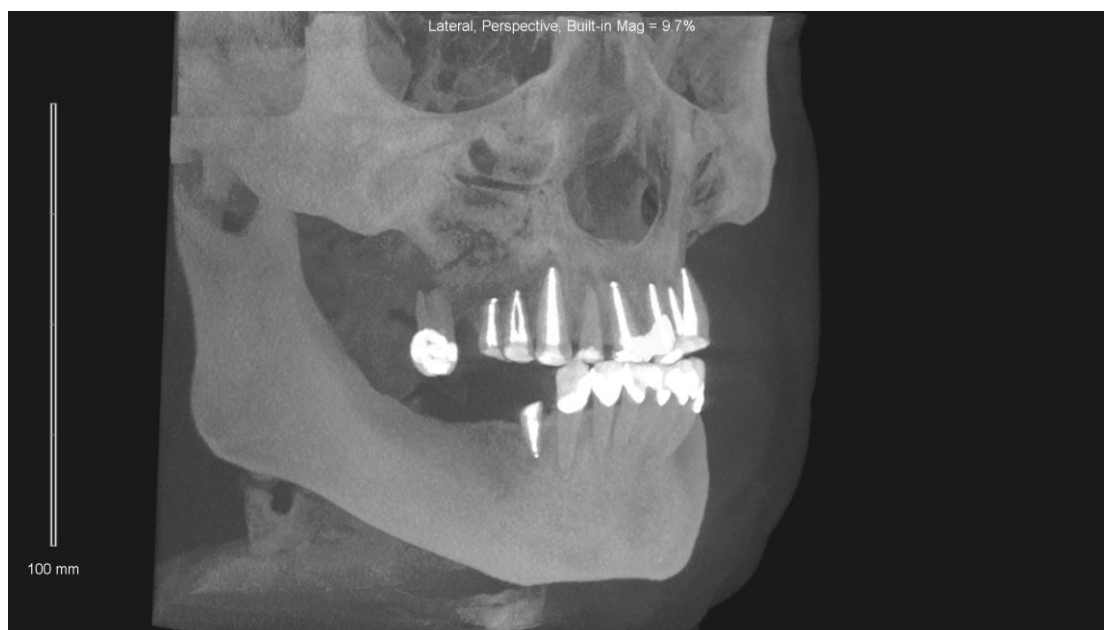
Díky isotropii voxelů je možno vést jednotlivé řezy libovolným směrem při zachování rozlišení. Toho využívá multiplanární zobrazení (angl. MPR - Multiplanar Reformation) například k simulaci ortopantomogramu (angl. Curved planar reformation), k zobrazení čelistního kloubu (angl. Oblique planar reformation) či k zhotovení řezů danou rovinou (angl. Serial transplanar reformation).

Jak již bylo zmíněno, je tloušťka řezů nastavitelná. Toho lze využít nejen u ortogonálního zobrazení, ale i u multiplanární rekonstrukce. Nejčastěji se tak děje pomocí metody Ray Sum, kdy je řez rozšířen o určitý počet sousedních voxelů. Zobrazena je pak průměrná hodnota ze všech voxelů v dané řadě. Tento postup může sloužit například pro simulaci konvenčních snímků jako je laterální kefalogram (šířka řezu pak odpovídá šířce hlavy) či ortopantomogram (šířka se nastavuje na 20-30 mm) (*Obr.24*).



Obrázek 24. Laterální kefalogram získaný z CBCT pomocí metody Ray Sum (a) a MIP (b) (24)

Další samostatnou skupinou je 3D zobrazení. Plastický obraz objektu může být získán mnoha způsoby. Nejjednodušší se nazývá Maximum Intensity Projection (MIP) a pracuje na principu ztlustění řezu (*Obr.25*). Na rozdíl od výše zmíněného Ray Sum zobrazuje z řady sousedících voxelů pouze ten s nejvyšší denzitou. Dobře zobrazuje obrysy maxilofaciální oblasti a je snadno reprodukovatelný – nezáleží na nastavení počítače, ale pouze na úhlu pohledu. Může podobně jako Ray Sum sloužit k vytvoření laterálního kefalogramu (*Obr 24b*).



Obrázek 25. 3D zobrazení zhotovené pomocí metody MIP (25)

Ostatní způsoby 3D zobrazení jsou výrazně složitější. Určitým hodnotám denzity je možno přidělit různou barevnost či různý stupeň transparentnosti a spolu s možností různého nasvícení a stínování nabízejí velmi efektní obraz. (Obr.26).



Obrázek 26. Další možné způsoby 3D zobrazení (26)

Téměř všechny základní programy umožňují provádět základní měření vzdáleností, úhlů a orientačně i denzity tkáně (*Viz dále*). Součástí také bývá ortogonální a MPR zobrazení a některé z 3D zobrazení. Další funkce, které jsou většinou součástí pouze relativně drahých programů, budou popsány v kapitole *Výhody/Možnosti využití*.

4. VÝHODY CONE-BEAM CT

- 4.1. Úvod
- 4.2. Dostupnost
- 4.3. Prostorová nenáročnost
- 4.4. Rozlišovací schopnost
- 4.5. Rychlost snímání
- 4.6. Přesnost
- 4.7. Isotropie obrazu
- 4.8. Variabilní FOV
- 4.9. Zobrazení tvrdých tkání
- 4.10. Radiační dávka
- 4.11. DICOM
- 4.12. Možnosti využití

4.1. Úvod

V této kapitole bude pojednáno o hlavních výhodách CBCT a to především z pohledu stomatologa. Kapitola má sloužit pro orientaci a upozornit na důležité vlastnosti, z nichž některé byly již zmíněné v předchozím textu.

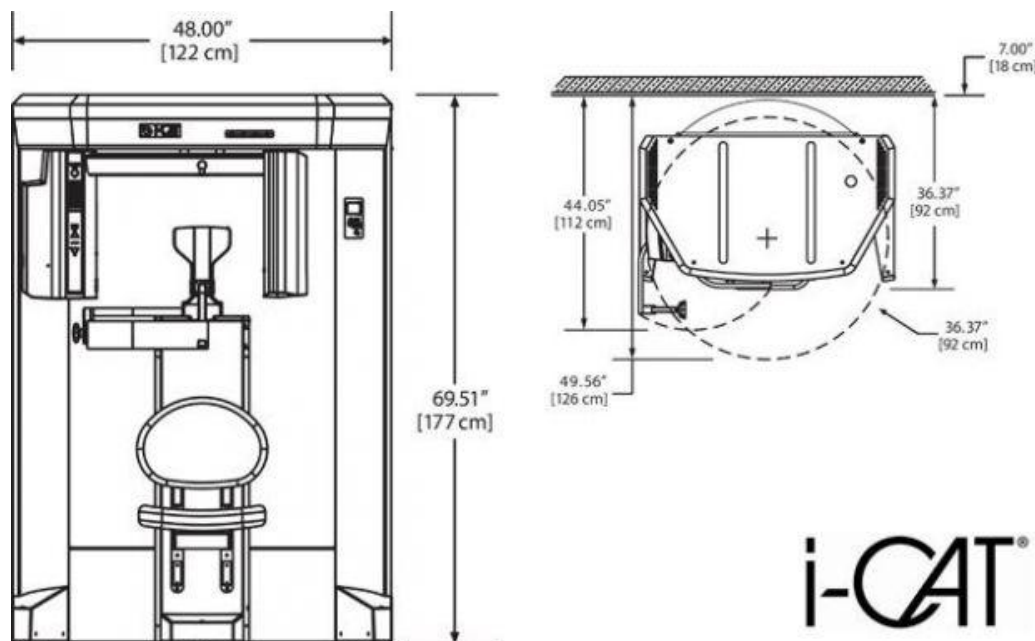
4.2. Dostupnost

Prudce stoupající popularita CBCT je důsledkem dobré cenové dostupnosti přístroje. Cena se včetně softwarového vybavení pohybuje v rozmezí od 1,5 do 4 milionů korun, což je přijatelné pro větší zubní kliniky či ortodontické praxe. Cena konvenční počítačové tomografie je zhruba pětikrát vyšší. CBCT má kvalitou zobrazení z hlediska běžné stomatologické či ortodontické praxe potenciál nahradit kromě počítačové tomografie i ortopantomograf, telorentgen a částečně i intraorální RTG (*Viz dále*).

4.3. Prostorová nenáročnost

Kromě finanční dostupnosti je CBCT vhodné pro stomatologickou praxi i díky své velikosti. Nejvíce rozšířené modely CBCT snímají pacienta v sedě nebo ve stoje. Svou velikostí se blíží velikosti ortopantomografu, který je v dnešní době standartní součástí všech středních a větších stomatologických ordinací. Přístroj zabírá přibližně 2 m² (*Obr.27*) a jeho umístění, odstínění a provoz

obecně reguluje *Předpis č. 92/2012 Sb.: Vyhláška o požadavcích na minimální technické a věcné vybavení zdravotnických zařízení a kontaktních pracovišť domácí péče*. Vliv má výkon přístroje, velikost a typ provozu místnosti.



Obrázek 27. Rozměry CBCT i-CAT (27)

4.4. Rozlišovací schopnost

Schopnost zobrazit detaily je ve stomatologii klíčová a CBCT tento požadavek splňuje. Umožňuje prostorové zobrazení oblasti zájmu ve vysokém rozlišení. až 0,076 mm izotropicky (Scarfe a Farman 2008). Pro srovnání moderní MSCT nabízí rozlišení 0,24 mm (White a Pharoah, 2008). Rozlišení CBCT úzce souvisí s velikostí ohniska rentgenky, geometrii paprsku, rozlišením detektoru a způsobem rekonstrukce (Farman, 2005, Bartling et al., 2007). Další vliv na rozlišení má šum a jeho poměr vůči množství užitečné informace (angl. Contrast-to-noise ratio CNR) (*Viz dále*). Vyššího rozlišení a vyššího podílu užitečné informace dosahuje CBCT zhotovením více základních snímků, z kterých je následně rekonstruován 3D obraz. To bohužel výrazně zvyšuje radiační dávku. Proto by mělo být vždy používáno nejnižší diagnosticky užitečné rozlišení. Např. pro stanovení průchodnosti dýchacích cest je nejvyšší rozlišení zbytečné, protože výsledek měříme v řádu několika

milimetrů. V endodontických aplikacích je potřeba zobrazení detailů a jeden až dva řády menší a ošetřující lékař tak vyšší rozlišení velmi ocení.

4.5. Rychlost

Protože CBCT získává všechna data během jediného otočení ramene, je čas snímání srovnatelný se zhotovením jednoho ortopantomogramu. V závislosti na typu přístroje a na jeho nastavení může snímání trvat přibližně 5 až 30 sekund. S prodlužující se dobou však roste riziko vzniku pohybových artefaktů a stoupá radiační dávka – při nastavování požadovaného rozlišení musíme tato fakta zohlednit. Po fázi snímání následuje fáze rekonstrukce. Její trvání se liší dle množství dat, která je nutno zpracovat (rozlišení, velikost snímané oblasti, počet základních projekcí), dle výkonnosti použitého osobního počítače a dle složitosti rekonstrukčního algoritmu. Každým rokem dochází v důsledku pokračujícího vývoje ke zrychlení celého procesu. V současné době trvá rekonstrukce řádově minutu. Je to čas přijatelný jak pro pacienta, tak pro lékaře a umožňuje okamžité využití získaných dat.

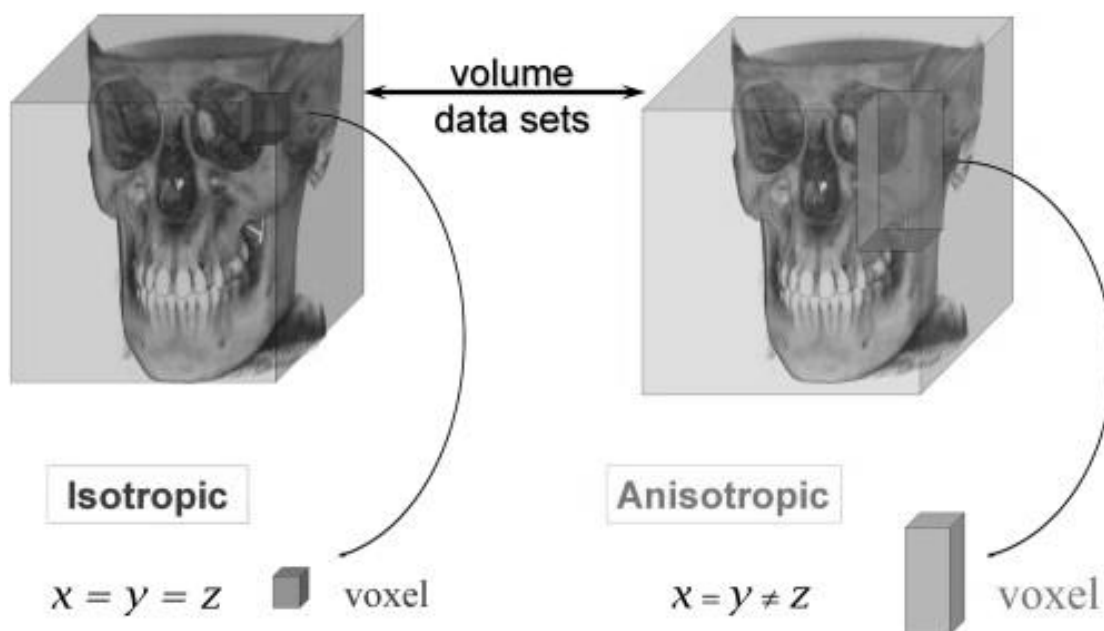
4.6. Přesnost

Práce stomatologa se většinou odehrává v rozsahu několika mm a úměrně tomu stoupá i požadovaná přesnost. CBCT teoreticky nabízí dostatečné rozlišení v rozsahu 0,076 až 0,4 mm. Klinické studie srovnávající reálné měření s měřením provedeným na CBCT ukazují vysokou přesnost 3D obrazu (Pinsky et al., 2006). Tato přesnost je největší v centrální oblasti a směrem k hornímu a dolnímu kraji obrazu částečně klesá (Kalender a Kyriakou, 2007). Vzdálenosti, úhly a tvary viditelné na CBCT tak můžeme z hlediska klinické praxe považovat za shodné se skutečností. Díky tomu je možno kromě přesných měření CBCT využívat také pro zhotovení operačních dlah (splintů) či pro výrobu individuálních ortodontických aparátů. Nabízená přesnost je dle našeho názoru pro běžnou stomatologickou praxi dostačující.

4.7. Isotropie obrazu

CBCT má na rozdíl od konvenční počítačové tomografie stejné rozlišení ve všech směrech. Je to důsledkem odlišného principu, který tyto dvě technologie využívají. Základním výstupem CBCT je 3D obraz složený z isotropických voxelů. "Isotropický" znamená, že voxel má všechny tři rozměry stejné. Obrazem je tak následně možno vést 2D řezy v libovolném směru při zachování maximálního rozlišení.

U původní počítačové tomografie je princip vzniku obrazu jiný. Primárně jsou zrekonstruovány 2D řezy, složené z jednotlivých pixelů. Až sekundárně je možné řezy složit do 3D obrazu sestaveného z voxelů. Tyto voxely jsou většinou anizotropické – dva rozměry mají shodné (určené rozlišením původních 2D řezů), ale třetí rozměr je dán vzdáleností jednotlivých řezů mezi sebou. Ta je zpravidla větší a vzniká tak anizotropický obraz, jehož rozlišení je závislé na směru řezu (Obr.28).



Obrázek 28. Isotropie obrazu CBCT a anisotropie obrazu CT (28)

4.8. Variabilní FOV

Možnost kolimace paprsku pouze na oblast zájmu je jednou z mnoha výhod většiny CBCT přístrojů. Prvním důvodem je ovlivnění radiační dávky pacienta. Dle Robertse a kolektivu je efektivní dávka celohlavového skenu 206,2 μSv v porovnání s 58,9 μSv při skenu pouze horní čelisti (Roberts et al. 2009). Dalším důvodem je vliv velikosti FOV na kvalitu obrazu. Větší FOV přímo způsobuje vznik vyššího množství nežádoucího sekundárního záření, z něhož část dopadá na detektor a snižuje tak výsledný kontrast a tím i rozlišení obrazu (Scarfe a Farman 2008). Posledním důvodem, proč používat co nejmenší FOV, jsou možné náhodné nálezy na CBCT. Lékař má etickou i právní odpovědnost za interpretaci celého snímaného objemu (Turpin 2007) (*Viz dále*).

4.9. Zobrazení tvrdých tkání

CBCT je z pohledu stomatologa vynikajícím nástrojem právě díky dobrému zobrazení vysoce kontrastních struktur (*Obr.29*). Dobře viditelná struktura tvrdých tkání jako jsou zuby a čelisti je pro náš obor nesrovnatelně důležitější ve srovnání s kompromisním zobrazením měkkých tkání. Ve srovnání s MSCT bylo zobrazení kontrastních struktur pomocí CBCT hodnoceno jako lepší jak pro II/CCD (Hashimoto et al., 2003), tak pro FPD (Bartling et al., 2007). Problémem zůstávají kovové artefakty v okolí zubních výplní a protetických prací (*Viz dále*).



Obrázek 29. Vynikající kresba vysoce kontrastních struktur (29)

4.10. Radiační dávka

Z hlediska možného využití CBCT ve stomatologii je zásadní velikost radiační dávky, kterou pacient dostane během vyšetření. Z tohoto pohledu se CBCT nachází někde mezi konvenční počítačovou tomografií a ve stomatologii standardně používanými technikami (Roberts et al, 2009). Není tedy na první pohled jasné, zda radiační dávku CBCT vnímat jako výhodu či nevýhodu. I při bližším zkoumání je těžké dospět k přesnějším číslům, neboť jednotlivé studie používají odlišné metodiky testování s různými výsledky. Efektivní radiační dávka je silně ovlivněna typem přístroje, velikostí snímaného objemu (FOV) a požadovaným rozlišením. Například snímek dolní čelisti ve vysokém rozlišení má téměř dvojnásobnou efektivní radiační dávku než ve standardním rozlišení a efektivní dávka celohlavového skenu v porovnání se skenem horní čelisti je téměř čtyřikrát větší (Roberts et al, 2009).

V závislosti na výše zmíněných parametrech je rozpětí efektivní dávky dle Pauwelse a kolektivu v rozmezí 19 - 368 μSv . Je to dávka 5 až 74krát větší ve srovnání s ortopantomografem a odpovídá 3 až 48 dnům přirozeného záření (Pauwels et al., 2010). Srovnání s konvenční počítačovou tomografií je ještě složitější, protože zde jsou udávány hodnoty také velmi variabilní. Efektivní dávka CBCT je o 76 % až o 98 % nižší než je dávka při použití konvenční tomografie (cca 2000 μSv) (Scarfe et al, 2006, Scarfe a Farman, 2008).

Mluvíme-li o tvrdých tkáních, nabízí CBCT ve srovnání s konvenční tomografií snímky stejné nebo vyšší kvality při výrazně nižší radiační zátěži pacienta. I přesto musí být každý snímek správně indikován a jakákoliv nadbytečná zátěž pacienta je nepřijatelná (*Viz dále*).

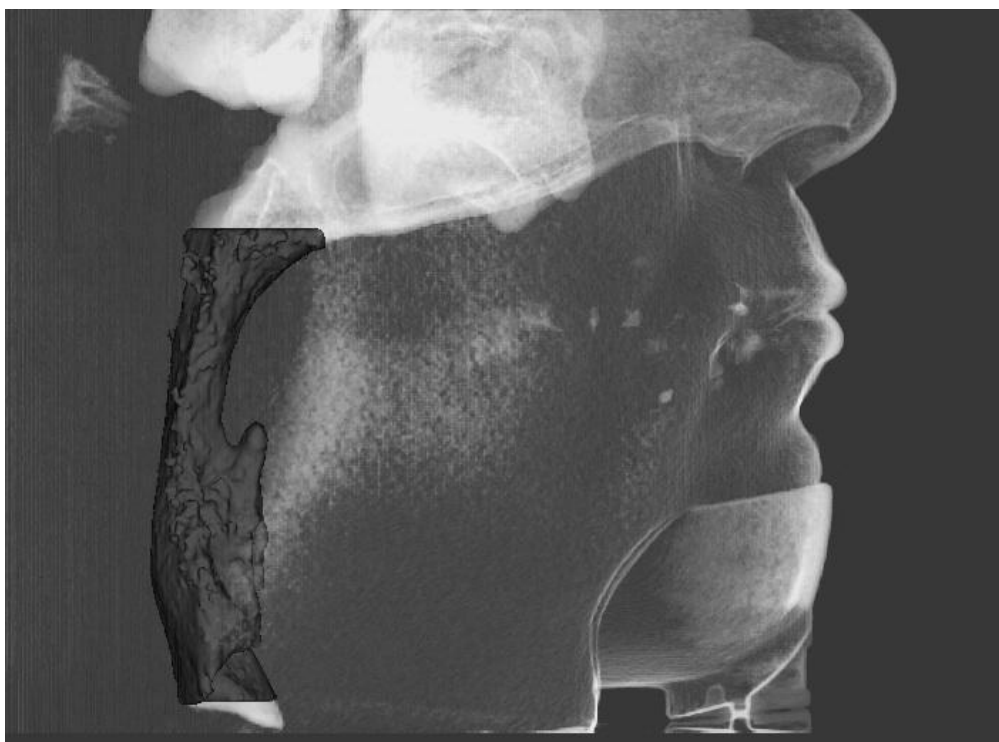
4.11. DICOM

Většina CBCT přístrojů ukládá po zpracování data do formátu DICOM (angl. Digital Image and Communications in Medicine protocol suite). Jedná se o veřejný standard vyvíjený spojeným úsilím Americké radiologické společnosti (American College of Radiology, ACR) a Národní asociace výrobců elektrotechniky (National Electrical Manufacturers Association, NEMA), který

se používá nejen pro CBCT, ale i pro ostatní zobrazovací metody. Kromě dat obrazových, která jsou uchovávána v podobě jednotlivých řezů, obsahuje tento formát ještě informace o pacientovi a daném vyšetření. To je velmi výhodné z hlediska jednoznačné identifikace a sdílení dat. Ta mohou být otevřená v jakémkoliv programu podporujícím formát DICOM. Zvláště v kombinaci s CBCT je tento postup velmi výhodný. Na trhu se nachází řada finančně náročných programů, které nabízejí velmi specifické funkce a jejichž použití formát DICOM usnadňuje (*Viz dále*).

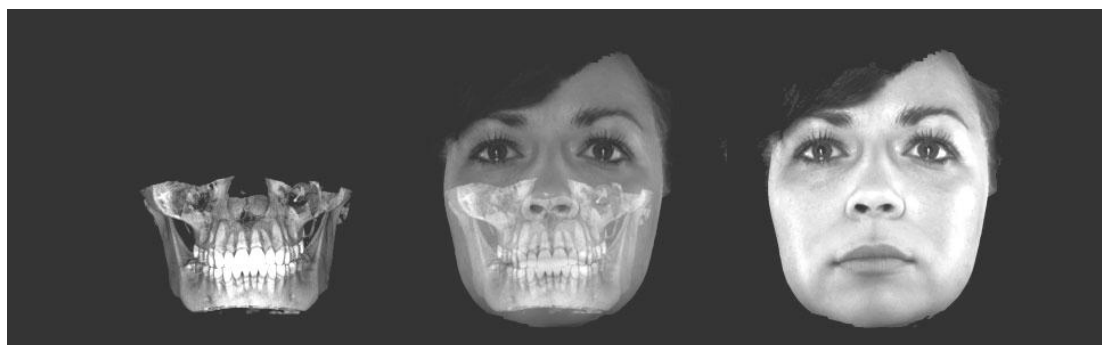
4.12. Možnosti využití

Na trhu je v současnosti mnoho programů v cenách od několika tisíc do několika stovek tisíců korun, které jsou určeny pro relativně úzký okruh uživatelů a které nabízejí velmi specifické funkce. Jednou z nich je zobrazení dýchacích cest včetně kalkulace jejich objemu či průřezu (*Obr.30*). Této funkce lze využít u pacientů s obstrukční spánkovou apnoe. Vhodné v této indikaci je snímek zhotovit v horizontální poloze a zachovat tak stejný směr gravitace na dýchací cesty jako je tomu ve spánku.



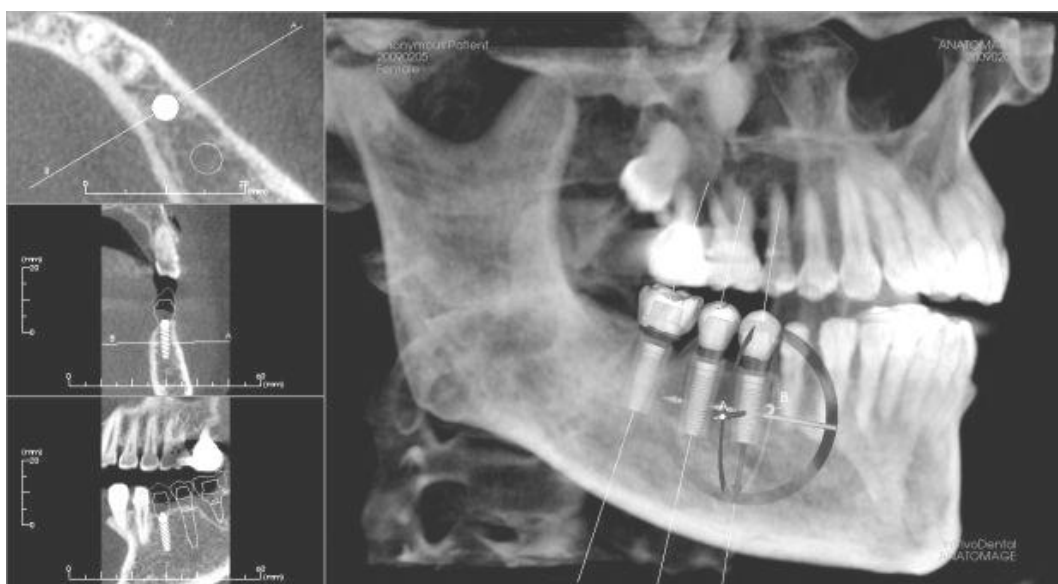
Obrázek 30. Zobrazení dýchacích cest (30)

Další funkcí některých programů je simulace ortognátních operací. Chirurg může vést virtuální řez čelistí, čelist následně posunout do nové polohy a zkontrolovat artikulaci zubů a vliv na estetiku měkkých tkání obličeje. Některé programy navíc umožňují využít tuto funkci v kombinaci s 3D fotografií pacienta, kterou lze “natáhnout” na povrch CBCT skenu (Obr.31).



Obrázek 31. 3D fotografie spojená s CBCT skenem (31)

Mezi další možnosti patří virtuální plánování polohy zubních implantátů (Obr. 32). Lékař má k dispozici rozsáhlou databázi používaných implantátů a pomocí daného programu může vybrat vhodnou velikost vzhledem k dostupnému množství kosti, poloze sousedících zubů, průběhu nervů či rozsahu čelistních dutin.



Obrázek 32. Plánování polohy zubních implantátů (32)

Další možným využitím je tzv. rapid prototyping, který teprve čeká na své větší uplatnění. Umožňuje na základě CBCT vytisknout na 3D tiskárně nejen model hlavy pacienta (*Obr.33*), ale zhotovit i navigační šablony pro zavádění implantátů či pro posuny celých čelistí.



Obrázek 33. Model lebky zhotovený metodou rapid prototyping na základě CBCT skenu (33)

Možností je mnoho a jejich rozšíření bude záviset na ceně programů a na přijatelném uživatelském rozhraní. Další podmínkou pro některé z výše zmíněných aplikací je kvalita CBCT obrazu, která může být kompromisní v důsledku pohybových a kovových artefaktů.

5. NEVÝHODY CBCT

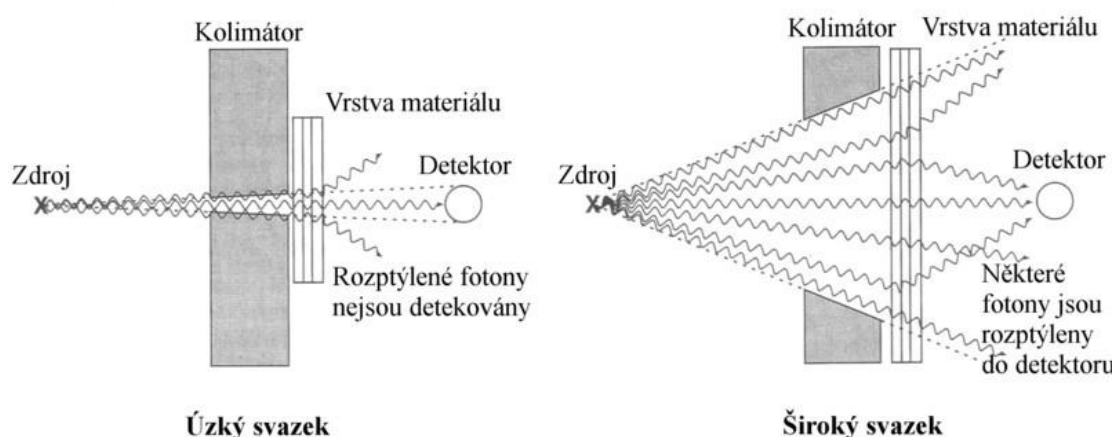
- 5.1. Úvod
- 5.2. Šum
- 5.3. Zobrazení měkkých tkání
- 5.4. Měření denzity
- 5.5. Kovové artefakty
- 5.6. Pohybové artefakty
- 5.7. Cone beam effect
- 5.8. Undersampling
- 5.9. Partial volume averaging

5.1. Úvod

I CBCT má své nedostatky a nevýhody. Většina z nich bohužel souvisí se samou podstatou celé technologie a proto je velmi složité je plně odstranit. Následující kapitoly mají za úkol poskytnout základní orientaci v problematice.

5.2. Šum

Šum můžeme definovat jako signál, který nenesení informaci o zobrazované tkáni, ale naopak nám tuto informaci degraduje. U CBCT je hlavním zdrojem šumu sekundární záření vznikající na podkladě Comptonova rozptylu ve tkáni, kterou prochází RTG záření. Ve srovnání s konvenční tomografií je šum u CBCT výrazně větším problémem (Liang et al., 2010) (Obr.34).



Obrázek 34. Sekundární záření při úzce a široce kolimovaném svazku záření (34)

Existují dva hlavní důvody. Prvním je menší kolimace záření – velký objem ozařované tkáně dává vzniknout většímu množství sekundárních fotonů, z nichž podstatné množství pokračuje v podobném směru jako původní záření. Druhým důvodem je plošný detektor, který díky své velikosti dokáže velkou část sekundárních fotonů zaregistrovat (Gupta et al., 2006). Tyto fotony nejenže nepřispívají k tvorbě obrazu, ale dokonce obraz degradují. Navíc může být jejich množství dokonce větší než je množství primárních fotonů. Poměr šumu a primárního signálu je u CBCT od 0,4 do 2, zatímco u spirálního CT pouze od 0,05 do 0,15 (Scarfe a Farman, 2008). Dalším zdrojem šumu je nehomogenita rentgenového záření (tzv. kvantový šum), signály vznikající samovolně na detektorech (tzv. elektronický šum) a heel effect (*Viz dále*). Důsledkem je snížení kontrastu a prostorového rozlišení, špatné zobrazení měkkých tkání a vyšší množství kovových artefaktů.

5.3. Zobrazení měkkých tkání

Dobré zobrazení měkkých tkání je podmíněno dostatečně kontrastním zobrazením tkání o podobné denzitě. Kontrast CBCT je omezen především velkým množstvím sekundárního záření, které bylo popsáno v předchozím oddíle, a dále také artefakty vznikajícími na úrovni detektoru. Mezi ně můžeme zařadit nehomogenní odpověď různých částí detektoru, elektronický šum nebo vadné pixely. Dle Gupty et al. (2006) je CBCT schopno rozlišit různé tkáně, které se liší minimálně o 5 Hounsfieldových jednotek. Rozlišení MSCT je pro srovnání vyšší a pohybuje se kolem 1 Hounsfieldovy jednotky (Shin et al., 2004). MSCT se tak více hodí např. pro zobrazení nádorů z měkkých tkání. Z čistě stomatologického hlediska není perfektní zobrazení měkkých tkání příliš důležité a CBCT tak neztrácí na své atraktivitě.

5.4. Měření denzity

Další nevýhodou CBCT ve srovnání s konvenční počítačovou tomografií je nemožnost přesně měřit absolutní denzitu tkáně v Hounsfieldových jednotkách. Je to v důsledku velkého množství šumu a v důsledku tzv. heel effectu, který je u CBCT výrazně vyjádřen. Ten způsobuje nehomogenitu rentgenového záření v prostoru a denzita připsaná určité tkáni tak záleží na

její aktuální poloze v obraze (Swennen a Schutyser, 2006). Heel effect je způsoben nerovnoměrným rozdělením RTG záření ve vztahu k rentgence. Ve směru anody je záření hustší než ve směru katody. U CBCT se Hounsfieldovy jednotky zprvu neužívaly (Arai et al., 1999), ale dnes jsou stejně jako u konvenční počítačové tomografie základní jednotkou denzity tkáně. Jejich přiřazení jednotlivým voxelům je u CBCT pouze relativní a získat přesná čísla je stále složité (Katsumata et al., 2009).

5.5. Kovové artefakty

Díky polychromatickému spektru dochází při průchodu RTG záření tkání k větší absorpci jeho nízkoenergetických složek. Průměrná energie fotonů dopadajících na detektor tak stoupá. Tento efekt se nazývá beam hardening (Katsumata et al., 2006, Scarfe a Farman, 2008) a v jeho důsledku vznikají dva druhy artefaktů: (1) špatné zobrazení kovových struktur (angl. cupping artifacts) a (2) vznik tmavých pruhů mezi kovovými strukturami (angl. streaks and dark bands) (Obr.35). Z hlediska stomatologa se jedná o jednu z nejméně příznivých vlastností CBCT, neboť naprostá většina dnešní dospělé populace v ústech nějaký kov má – nejčastěji v podobě výplňových materiálů (amalgám) a fixních protetických prací (kovové korunky či můstky). Navíc se tento kov nachází právě v místech, které stomatologa pochopitelně nejvíce zajímají.

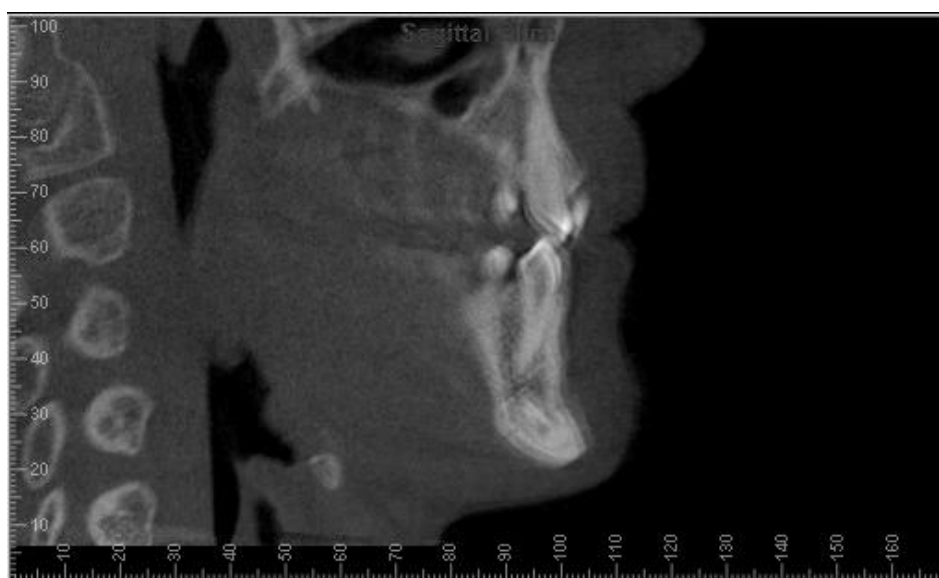


Obrázek 35. Tmavé pruhy vznikající mezi kovovými strukturami (35)

Vliv kovových artefaktů na kvalitu obrazu lze nejlépe snížit tak, že se oblastem obsahujícím velké množství kovových materiálů při skenování vyhneme. Je také možné během skenování separovat zubní oblouky, například pomocí vatového válečku, do kterého pacient zakousne. Jeden zubní oblouk pak negativně neovlivňuje druhý zubní oblouk. Dalším způsobem je zvýšení počtu základních projekcí či využití speciálních algoritmů, které mají za úkol artefakty potlačit (Scarfe et al, 2006, Scarfe a Farman, 2008). Kovové artefakty jsou problémem i u běžně používaných rentgenových zobrazovacích metod a u konvenční počítačové tomografie. CBCT je však díky nízkoenergetickému spektru k těmto artefaktům zvláště náchylné (Scarfe a Farman, 2008).

5.6. Pohybové artefakty

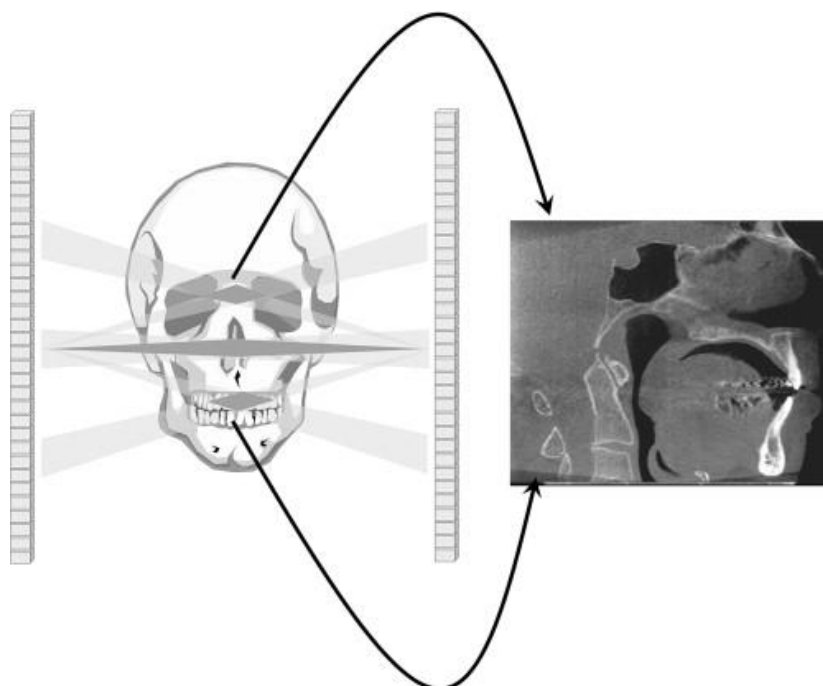
Pohybové artefakty jsou jeden z nejdůležitějších problémů, které je nutno vyřešit, chceme-li dále zvyšovat rozlišení a snižovat radiační dávku CBCT. Pacient se po dobu, kterou trvá CBCT snímání, nedokáže nehýbat (Holberg et al., 2005, Scarfe a Farman, 2008, Hanzelka et al., 2010) (Obr.36). Minimálně tlukot srdce a dýchací pohyby se musí při rozlišení kolem 0,1 mm na kvalitě obrazu projevit (Hanzelka a Foltán, 2012). Této problematice je věnována druhá polovina dizertační práce, kde jsou probrány výsledky měření velikosti pohybu včetně potenciálního řešení celého problému.



Obrázek 36. Pohybové artefakty (36)

5.7. Cone beam effect

Cone beam effect je zdrojem artefaktů v horní a dolní části skenovaného objemu (Scarfe a Farman, 2008). Geometrie paprsků způsobuje, že detektor zaregistruje pouze okrajové části k němu přivrácené. Protilehlá strana v tuto chvíli není v zorném poli paprsku (Obr.37). V ose Z tak klesá směrem k okrajům rozlišení (Gupta et al., 2006). Oblast hlavního zájmu proto vždy umísťujeme na úroveň centrálního paprsku.



Obrázek 37. Cone beam effect (37)

5.8. Undersampling

Undersampling je artefakt, který vzniká během rekonstrukce nedostatečného množství základních projekcí. Výsledný obraz má nižší kontrast a rozlišení a vyšší hladinu šumu (van Daatselaar et al., 2004). Undersampling také přispívá ke vzniku kovových artefaktů.

5.9. Partial volume averaging

Partial volume averaging je problémem CBCT i MSCT. Vzniká typicky na rozhraní, které je "ostřejší" než je rozlišení detektoru. Na jeden pixel tak může dopadat signál z obou stran rozhraní a přiřazená hodnota CT čísla je pak průměrem. V obraze se pak může objevit schod neodpovídající skutečnosti (Scarfe a Farman, 2008).

6. VYUŽITÍ CONE-BEAM CT VE STOMATOLOGII

6.1. Úvod

6.2. Záchovná stomatologie a parodontologie

6.3. Ortodoncie

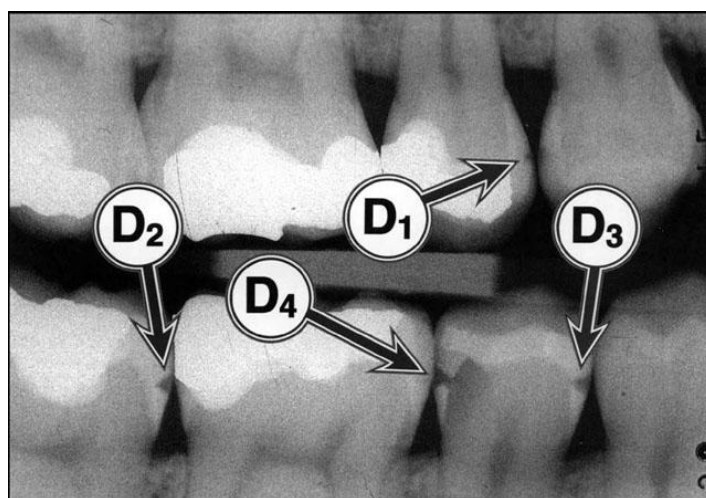
6.4. Orální a maxilofaciální chirurgie

6.1 Úvod

V této kapitole je probráno základní možné použití CBCT vyšetření v oborech stomatologie a maxilofaciální chirurgie. Přesné indikační pole pro CBCT není zatím nastaveno a bude v následujících letech pravděpodobně předmětem mnoha diskuzí.

6.2. Záchovná stomatologie a parodontologie

Přestože CBCT technologie zpřístupňuje zubnímu lékaři informace, které mohou být běžně dostupnými prostředky nenahraditelné, je z hlediska diagnostiky zubního kazu jeho využití nevhodné. Zvláště u pacientů s kovovými výplněmi a protetickými pracemi, které dávají vzniknout kovovým artefaktům, se CBCT nedoporučuje zhotovovat pouze za účelem diagnostiky zubního kazu (Tyndall a Rathore, 2008). Navíc CBCT svou kvalitou nedokáže nahradit intraorální snímky (Tsuchida et al., 2007), kterou jsou tak stále vhodnější pro diagnostiku zubního kazu, zejména mezizubního a sekundárního. (Obr.38).



Obrázek 38. Intraorální snímek určený k detekci mezizubního kazu (38)

V ošetření kořenového kanálku (endodoncii) má CBCT v indikovaných případech své místo. Zvláště v hodnocení zubů se složitějším kořenovým systémem se nám otevírají nové možnosti nejen v diagnostice, ale i v plánování léčby (Patel et al., 2007). CBCT dokáže zobrazit často velmi složitou strukturu a počet kořenových kanálků, jejichž průměr se pohybuje v řádu desetin milimetru (*Obr.39*). Problémem může být zobrazení zubů, které již byly v minulosti neúspěšně endodonticky léčeny. Rentgenkontrastní kořenová výplň se stává zdrojem kovových artefaktů degradující kvalitu snímku (Tyndall a Rathore, 2008). V diagnostice periapikální periodontitidy dosahuje CBCT zvláště v počátečních fázích lepších výsledků než konvenční radiografie (Estrela et al., 2008). Přes všechny výhody by mělo být CBCT z důvodu endodontického ošetření indikováno až ve chvíli, kdy selžou konvenční radiografické snímky (Patel et al., 2007).



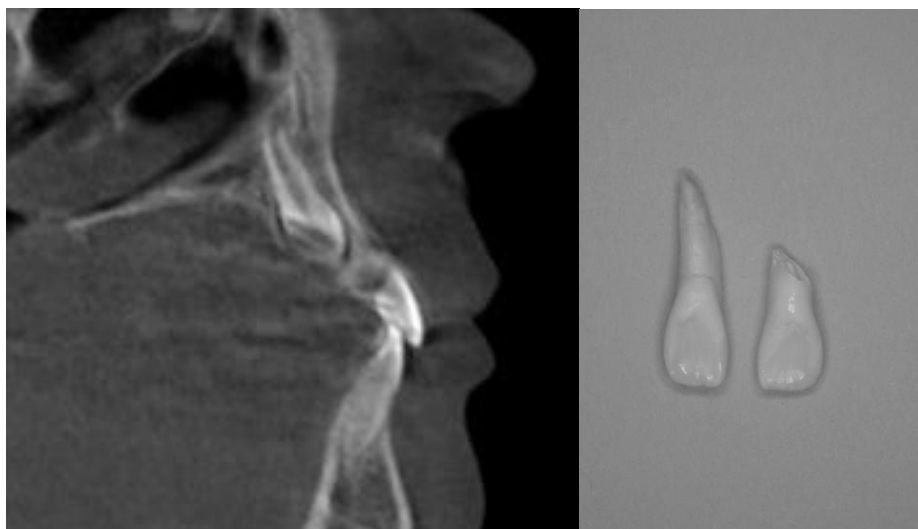
Obrázek 39. Využití CBCT v endodoncii (39)

Diagnostika fraktury kořene zubu pomocí konvenčních metod bývá často velmi obtížná. K vyloučení fraktury je potřeba více intraorálních snímků z různých pohledů a ani tak nemusí být fraktura odhalena (Patel et al., 2007). CBCT v této indikaci dosahuje lepších výsledků (Bernardes et al., 2009), které jsou na rozdíl od konvenčních metod relativně nezávislé na směru fraktury.

Z pohledu parodontologa je CBCT výhodné pro svou schopnost zobrazit rozsah kostních defektů nejen meziálně a distálně, ale i vestibulárně a orálně, což intraorální snímky nabídnout nemohou. Efektivní radiační dávka celkového rentgenologického vyšetření parodontu (tzv. zubní status) je srovnatelná s dávkou CBCT (Roberts et al., 2009, Cattaneo a Melsen, 2008), přesto se však CBCT nedoporučuje jako standardní zobrazovací metoda v této indikaci (*Viz dále*).

6.3. Ortodoncie

CBCT není standardní součástí ortodontického vyšetření, ale v indikovaných případech je pro ortodontii velkou pomocí. Velmi častým problémem bývají retinované zuby. CBCT pomáhá odhalit jejich přesnou polohu (Zöller a Neugebauer, 2008) a naplánovat šetrný chirurgický přístup s co nejmenším poškozením okolních tkání (Walker et al., 2005). Dalším důvodem pro zhotovení CBCT mohou být kořenové resorpce způsobené úrazem, retinovaným zubem či iatrogeně (*Obr.40*).



Obrázek 40. Resorpce kořene laterálního horního řezáku sestupujícím špičákem (a), klinický obraz resorbovaného laterálního řezáku po jeho extrakci ve srovnání s druhostranným (b) (40a,b)

Na CBCT lze také měřit vzdálenost vestibulární kompakty ke kořenům zubů, případně diagnostikovat přítomnost kostních dehiscencí. CBCT usnadňuje zavedení kotevních miniimplantátů a snižuje riziko poškození přilehlých struktur (Filipi, 2010). Další kapitolou je diagnostika obličejových asymetrií,

kde je CBCT v případě, že potřebujeme přesnou informaci, nenahraditelné. Dříve zhotovovaný posteroanteriorní snímek se dnes jeví jako nedostatečný (Terajima et al., 2009). CBCT by nemělo být rutinní součástí vyšetření ortodontického pacienta (Brown et al., 2009) a své místo si v rámci vstupního vyšetření pravděpodobně najde pouze v případě rozštěpových pacientů (*Obr.41*) či pacientů indikovaných k ortognátní operaci (Popat et al., 2010).



Obrázek 41. *Pacient s rozštěpem patra (41)*

6.4. Orální a maxilofaciální chirurgie

CBCT v orální a maxilofaciální oblasti můžeme s výhodou využít ve většině indikací, kde bychom dříve použili konvenční CT. Výjimku stále tvoří zobrazení měkkých tkání, pro které je vhodnější konvenční CT nebo ještě lépe MRI. CBCT je zvláště vhodné k zobrazení obličejového skeletu a diagnostice jeho eventuálních patologií - retinovanými zuby (*Obr.42*) a cystami počínaje a kostními tumory, osteomyelitidami a zlomeninami konče. Všechny tyto stavy a mnohé další je možno pomocí CBCT znázornit lépe než pomocí konvenčních zobrazovacích metod. Lékař zná přesnou polohu a rozsah problému, což usnadňuje následnou léčbu.



Obrázek 42. Poloha retinovaného levého horního stálého špičáku a dilacerace kořene levého prvního horního zubu třenového (42)

Možnost zhodnotit množství alveolární kosti včetně tloušťky *lamina corticalis* ve všech třech rozměrech je velmi výhodné před zavedením dentálního implantátu. Na základě nabídky kosti a vzdálenosti sousedících struktur jako je *canalis mandibulae* či *sinus maxillaris* si lékař vybere implantát o určité délce a průměru a naplánuje směr jeho zavedení (Sukovic 2003). Kromě toho lze ve speciálních programech zavedení virtuálně vyzkoušet, případně pomocí 3D tiskárny vytisknout navigační šablonu (Obr.43).



Obrázek 43. Zavedení zubních implantátů pomocí navigační šablony

Z pohledu CBCT je asi nejvýznamnější disciplína maxilofaciální chirurgie tzv. ortognátní chirurgie. Zajímavé bude sledovat vývoj 3D kefalometrie, která je výrazně složitější a časově náročnější než standardně používaná 2D kefalometrie. Dle našeho názoru si 3D kefalometrie v ortognátní chirurgii na rozdíl od ortodoncie najde své místo. 3D kefalometrie umožňuje diagnostikovat čelistní vadu, virtuálně provést řezy kostí, simulovat vliv posunu čelistí na měkké tkáně a na 3D tiskárně zhotovit navigační operační splint (Choi et al., 2009). Ten pak chirurga při operaci vede k naplánovanému cíli. Kromě toho získá chirurg dobrou představu o anatomii konkrétního pacienta, což může přispět ke snížení množství komplikací.

7. ODPOVĚDNOST ZA INDIKACI A POPIS CBCT

7.1. Úvod

7.2. Rozvaha při indikaci CBCT

7.3. Popis CBCT snímku

7.4. Náhodné nálezy

7.5. Doporučení EAEC

7.6. Výhled do budoucna

7.1. Úvod

Použití CBCT je spojeno s radiační zátěží, která byla v rámci počáteční euforie a pod tlakem marketingu částečně podceňována. Domníváme se, že stomatologové by měli mít právo CBCT vyšetření indikovat a případně ho zhotovovat ve svých praxích. Je však nutné nastavit závazná pravidla, která budou řešit několik základních problémů. V následujících odstavcích je diskutována jejich podstata a možná řešení.

7.2. Rozvaha při indikaci CBCT

Dle Farmana (2005) “je jakkoliv nízká radiační dávka příliš vysoká, pokud s největší pravděpodobností neovlivní výsledek léčby”. V anglosaské literatuře se velmi často setkáváme s pravidlem ALARA. Je to zkratka slov “As Low As Reasonably Achievable”. Doslovný český překlad by byl příliš krkolomný, proto se zde o něj nepokoušíme. Toto pravidlo, kterým by se měl řídit každý lékař, říká, že k získání požadované informace máme použít metodu, která pacienta nejméně zatěžuje. Tato informace navíc musí mít pro pacienta klinický význam. Z tohoto důvodu není možné nahradit standardně používané RTG diagnostické metody CBCT vyšetřením. Vezmeme-li hypotetický poměr *množství informace/radiační dávka*, pak CBCT nad konvenčními zobrazovacími metodami jednoznačně zvítězí. Přesto musíme brát v úvahu možné stochastické účinky RTG záření a využít zobrazovací metodu s nejnižší možnou radiační zátěží, která nám je schopná poskytnout požadovanou informaci. CBCT by měl stomatolog indikovat pouze cíleně a v individuálních případech. Indikace pravděpodobně nelze nechat pouze na jeho uvážení - indikující lékař je také často majitelem CBCT a střet zájmu se

tak přímo nabízí. Lukrativnost vyšetření a potřeba splatit drahý přístroj pak může ovlivnit rozhodnutí lékaře. Proto je nutné do budoucna nastavit jednoznačná pravidla, v rámci kterých se lékař bude smět pohybovat.

7.3. Popis CBCT snímku

Kromě indikací je nutné vyřešit další, neméně důležitý problém. Každé CBCT by mělo být hodnoceno někým, kdo má dostatek zkušeností s popisováním 3D dat a kdo je dokonale obeznámen s topografickou anatomí v maxilofaciální oblasti. Optimálním řešením by byl radiolog zaměřený na tuto oblast. CBCT však může teoreticky vlastnit jakýkoliv stomatolog a ten bohužel mnohdy dostatečné vzdělání nemá. Nejen z tohoto důvodu by 3D radiografie měla být součástí výuky stomatologie na lékařských fakultách. Dalším řešením je organizace certifikačních kurzů v rámci postgraduálního vzdělávání. Tyto kurzy by měly být organizovány nezávislými institucemi jako je například Státní úřad pro jadernou bezpečnost a nikoliv prodejci CBCT přístrojů, jak tomu bylo doposud (Scarfe, 2011). Dalším krokem správným směrem může být legislativní rozdělení CBCT přístrojů na 2 skupiny dle velikosti FOV. Přístroje s malým FOV by mohl obsluhovat i stomatolog po absolvování základního kurzu. Přístroje s velkým FOV by byly dostupné pouze stomatologům po úspěšném popsání 50 CBCT snímků za přítomnosti maxilofaciálního radiologa. (Scarfe, 2011).

7.4. Náhodné nálezy

Interpretace 3D snímku je časově náročnější a riziko přehlédnutí patologie je výrazně vyšší než u klasického 2D snímku. Popisující lékař se nesmí zaměřit pouze na oblast, pro kterou byl snímek pořizován. Je nutné prohlédnout celý objem dat, protože použití CBCT vede k výrazně vyššímu počtu náhodných nálezů. Cha et al. prokázali, že téměř čtvrtina CBCT snímků obsahuje náhodný nálezy (2007). K podobnému závěru dospěli i autoři jiných studií (Cattaneo a Melsen, 2008, Kau et al., 2005, Rogers et al., 2011). Jinými slovy, velká část CBCT vyšetření obsahuje nálezy, který není očekáván a který tak může být snadno přehlédnut. Z toho vyplývá etická i právní zodpovědnost

vyšetřujícího lékaře. Musí být schopen zhodnotit celý objem dat a dokázat rozpoznat širokou paletu patologií, z nichž část může patřit do jiného oboru než je stomatologie. Rozštěpem obratlů počínaje a cizím tělesem v dýchacích cestách konče (Obr.44)



Obrázek 44. Náhodné nálezy na CBCT. Rozštěp obratle (44)

7.5. Doporučení EAEC

Evropské společenství pro atomovou energii (European Atomic Energy Community, EAEC) vypracovalo projekt SEDENTEXCT (Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality), který se zabývá bezpečností a pravidly použití CBCT. V roce 2011 uveřejnila EAEC na základě výše zmíněného projektu doporučení pro používání CBCT ve stomatologii. Celý dokument je dostupný na http://www.sedentexct.eu/files/guidelines_final.pdf.

7.6. Výhled do budoucna

Již dnes má CBCT nezastupitelné místo ve stomatologických zobrazovacích metodách. K plošnému rozšíření a nahrazení konvenčně používaných zobrazovacích metod však dle našeho názoru nedojde. Pokračující výzkum pravděpodobně povede ke snížení radiační dávky a zlepšení kvality obrazu. Nové technologie, zvláště v oblasti detektorů, však budou dostupné i pro využití v konvenčních zobrazovacích metodách. Je proto logické, že CBCT

bude i přes své přednosti vždy větším zdrojem záření než běžně používané stomatologické RTG vyšetření. Navíc lze očekávat další zpřísnování norem zabývajících se ionizujícím zářením. Tlak na minimalizaci radiační zátěže pacienta bude v budoucnu růst a CBCT tak bude možné využívat pouze v indikovaných případech.

II. POHYBOVÉ ARTEFAKTY

1. ÚVOD DO PROBLEMATIKY POHYBU PACIENTA

1.1 Pohyb pacienta během snímání

1.2 Vliv pohybu na kvalitu obrazu

1.3 Současný stav

1.4 Klinické důsledky

1.1. Pohyb pacienta během snímání

Role CBCT v zobrazovacích metodách ústní a maxilofaciální oblasti je dobře známá. Na trh jsou každoročně uváděna zařízení poskytující vyšší rozlišení, větší zorné pole či kratší čas skenování. Právě rozlišení se zdá být pro stomatologii určující. Důvodem je přesnost, s jakou se stomatologové setkávají a která teoreticky začíná v řádu desítek mikrometrů. Z hlediska klinického využití CBCT je tak zcela zásadní, jaké reálné rozlišení je CBCT schopno nabídnout. S rozvojem technologií jsou dnes dostupné přístroje s udávaným rozlišením 0,076 mm (Scarfe a Farman, 2008). Jedním z hlavních problémů, které však zbývá vyřešit, je pohyb pacienta během skenování a jeho vliv na kvalitu obrazu. S pohybem pacienta během snímání je totiž logicky spjata kvalita obrazu včetně rozlišení. To, zda je udávaného maximálního rozlišení možno dosáhnout pouze *in vitro* a jeho klinický význam je tak minimální, zůstává předmětem diskuze (Hanzelka a Foltán, 2012, Hohlweg-Majert et al, 2011, Hamidaddin et al, 2007).

Z logiky věci vyplývá, že pacient by se měl během snímání pohybovat výrazně méně než je rozlišení přístroje. Je to však vůbec možné? Dle našeho názoru nikoliv. I přes správné poučení a přípravu pacienta, která zahrnuje nastavení sedátka a hlavové či bradové opěrky, je nepravděpodobné, že bychom zabránili pohybům způsobeným například dýcháním. Dalším problémem může být srdeční akce, pohyby víček či nechtěné sledování pohybujícího se ramene přístroje. Navíc vyššího rozlišení je dosahováno získáním většího množství základních snímků. To bohužel prodlužuje čas snímání - paradoxně tím tak vzrůstá prostor pro pohyb pacienta (Hanzelka et al, 2010).

1.2. Vliv pohybu na kvalitu obrazu

Samotný pohyb pacienta má pouze minimální vliv na kvalitu jednotlivých základních snímků. Jejich expozice trvá podobně jako u fotografického aparátu zlomky sekund. Po tuto dobu můžeme považovat polohu pacienta za neměnnou. Pacientův pohyb v průběhu celého skenování však způsobuje, že informace zachycené na výše zmíněných základních snímcích jsou posunuty do nové nesprávné pozice. Poloha dat na jednotlivých snímcích je na sobě díky pohybu nezávislá. Následná 3D rekonstrukce tento fakt logicky nedovede zohlednit. Výsledkem je rozostřený obraz (*Obr.45*), který má nižší kvalitu obrazu, než by odpovídalo rozlišení udávanému výrobcem.



Obrázek 45. Pohybové artefakty (45)

1.3. Současný stav

Vliv a řešení pohybových artefaktů je jedním z důležitých témat v oblasti hrudní a břišní radiologie, kde se CBCT také využívá. Ve stomatologii se jedná spíše o problém, který je na okraji zájmu. Domníváme se, že je to důsledkem obtížné řešitelnosti jeho podstaty. Odborné studie se omezují spíše na konstatování problému či jeho objektivizaci (Abdelkarim et al., 2007, Hamidaddin et al., 2007, Lee et al., 2008). Výrobci zařízení nadále uvádějí klinicky těžko dosažitelná rozlišení a řešení problému vidí (částečně oprávněně) především ve zrychlení celého snímání. Lékaři jako koncovému uživateli nezbyvá než dobře poučit a upevnit pacienta v přístroji a vhodně zvolit požadované rozlišení.

1.4. Klinické důsledky

Klinické důsledky pohybu úzce souvisejí s požadovaným rozlišením. Potřebujeme-li ozřejmit polohu retinovaného zubu či průchodnost dýchacích cest, stačí nám nižší rozlišení. Pro řadu dalších indikací je však schopnost zobrazit detaily rozhodující: Například parodontální štěrbina zubu je široká 0,3 mm a kořenový kanálek zubu může mít průměr ve své apikální třetině dokonce méně než 0,1 mm. Proti těmto číslům stojí pohyb pacienta v rozmezí 0,3 až 1,6 mm (Hamidaddin et al., 2007, Lee et al., 2008). Již ze srovnání těchto čísel je logické, jak důležitý vliv má pohyb pacienta na využitelnost CBCT.

Druhým úhlem pohledu je velikost radiační zátěže pacienta. Teoreticky vyšší rozlišení získáváme zvýšením počtu základních snímků. Tím stoupá i radiační zátěž pacienta, která je jedním z hlavních limitujících faktorů využití CBCT ve stomatologii. Vyřešením pohybových artefaktů by pravděpodobně bylo možno získávat 3D snímky o stejné kvalitě z menšího množství základních snímků. Klesla by tím radiační dávka a rozšířilo se tak indikační spektrum vyšetření (Hanzelka et al 2010).

2. MĚŘENÍ VELIKOSTI POHYBU

2.1. Úvod

2.2. Cíle studie

2.3. Metodika měření a analýzy dat

2.3.1. Soubor pacientů

2.3.2. Přístrojové vybavení

2.3.3. Průběh experimentu

2.3.4. Analýza dat

2.3.5. Použité statistické metody

2.4. Výsledky

2.5. Diskuze

2.1. Úvod

Jak již bylo zmíněno, CBCT v současnosti nabízí prostorový obraz v rozlišení vyšším než 0,1 mm. Dle našeho názoru je takové rozlišení naprosto dostatečné pro většinu možných stomatologických aplikací. Otázkou zůstává, zda je udávané maximální rozlišení dosažitelné i klinicky (Hanzelka a Foltán, 2012, Hohlweg-Majert et al, 2011, Hamidaddin et al, 2007). Proti stojí několik málo studií, které se v minulosti zabývaly studiem pohybu pacienta během CBCT vyšetření. Např. Lee et al. měřili pohyb pomocí laserového paprsku (2008). Srovnávali tři různé přístroje a vliv polohy pacienta během snímání na velikost jeho pohybu. Průměrný pohyb byl pro přístroje firem Asahi, Planmeca a Morita 0,45 mm, 1,0 mm, a 0,35 mm ve vertikálním směru a 0,50 mm, 1,30 mm, a 0,60 mm v horizontálním směru. Nejhorší výsledek přístroje Planmeca vysvětlují autoři tím, že pacienti na rozdíl od zbývajících dvou přístrojů během snímání stáli. Další studie (Hamidaddin et al, 2007) taktéž využívající laserový paprsek uvádí průměrný pohyb pacienta dokonce 1,5 mm. Autoři navíc sledovali vliv dechu a polykání na velikost pohybu – hluboký nádech nebo polknutí způsobilo 2 až 3 sekundy trvající odchylku v rozsahu 4 až 6 mm. Přitom odchylky větší než 0,5 mm mají zničující vliv na kvalitu obrazu (Abdelkarim et al., 2007). Dle našeho názoru jsou tato čísla pro kvalitu obrazu mnohem důležitější než vysoké rozlišení detektoru.

2.2. Cíle studie

Tato randomizovaná prospektivní studie měla tři hlavní cíle: prvním cílem bylo prokázání velikosti pohybu pacienta během snímání a jeho případnou souvislost s otevřenými či zavřenými očima. Druhým cílem studie bylo zjistit, v jaké části snímání je pohyb pacienta největší. Posledním cílem studie bylo změřit pohyb “nepohyblivých” částí CBCT přístroje. Pokus probíhal ve spolupráci s Ing. Jaroslavem Duškem, PhD. a Filipem Ocáskem (Ústav biofyziky a lékařské informatiky 1.LF UK) na klinice Identity group na Praze 3. K monitorování pohybu pacientů jsme používali vysokorychlostní kameru a data byla následně analyzována v programu MatLab.

2.3. Metodika měření a analýzy dat

2.3.1. Soubor měření

Studie se zúčastnilo 40 pacientů, kteří podstupovali CBCT vyšetření před ortognátní operací. Všichni souhlasili s účastí ve studii a byli náhodně rozděleni do dvou skupin. Pacienti ve **Skupině A** (13 žen a 7 mužů) byli snímáni s otevřenými očima, pacienti ve **Skupině B** (13 žen a 7 mužů) byli snímáni se zavřenými očima. Průměrný věk ve Skupině A byl $24,1 \pm 4,2$ let, průměrný věk ve Skupině B $25,2 \pm 5,4$ let. Pohyb během CBCT skenu zaznamenávala vysokorychlostní kamera, která snímala pohyb značky umístěné na špičce nosu pacienta. Jako kontrolní soubory sloužily dvě skupiny měření. **Skupina C** zahrnovala 10 videozáznamů značky umístěné v místě, kde na samotnou konstrukci CBCT navazuje hlavová opěrka. Výsledné hodnoty pro skupinu C určovaly velikost chvění samotného přístroje během snímání a sloužily jako velikost systematické chyby pro skupiny A a B. **Skupina D** sloužila ke stanovení chyby měření pro skupinu C a obsahovala videozáznam značky umístěné na zdi. (Tab.2)

Skupina A	20 pacientů s otevřenými očima
Skupina B	20 pacientů se zavřenými očima
Skupina C	10 měření CBCT přístroje
Skupina D	10 měření značky na zdi

Tabulka 2. Přehled skupin

2.3.2. Přístrojové vybavení

Všichni pacienti byli snímáni pomocí CBCT i-CAT (Imaging Sciences International, Pennsylvania, USA) (Obr.46). Snímání trvalo 14,7 sekundy při rozlišení 0,25 voxelu. V tomto přístroji pacient sedí na výškově nastavitelném sedátku, hlavu má fixovanou k opěrce pomocí pásky běžící přes pacientovo čelo a bradu má podepřenou speciální opěrkou.

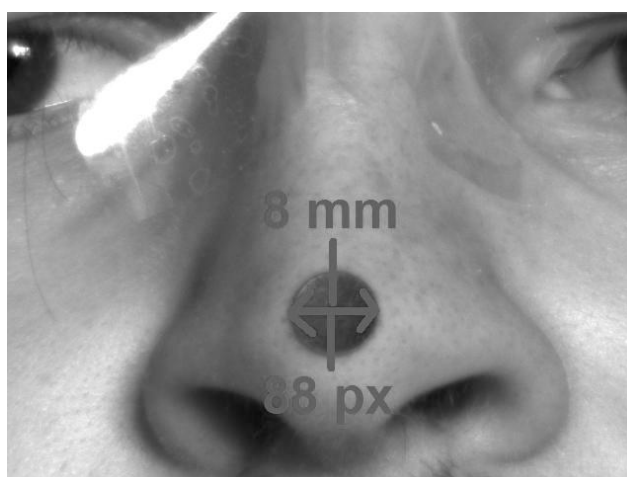


Obrázek 46. CBCT i-CAT (46)

K zaznamenání velikosti pohybu sloužila vysokorychlostní kamera Prosilica GE680 (Allied Vision Technologies, Německo) s objektivem PENTAX C31204TH (Pentax Ricoh company, Japonsko). Kamera byla pevně připevněná na stativu Manfrotto 718SHB (Manfrotto, Itálie) a umístěna horizontálně ve vzdálenosti 120 cm od opěrky hlavy. Rychlost nahrávání byla ve všech případech 67 snímků za sekundu. Jako značka sloužila samolepící tečka černé barvy a průměru 8 mm. Tento rozměr odpovídal 88 pixelům v digitálním záznamu.

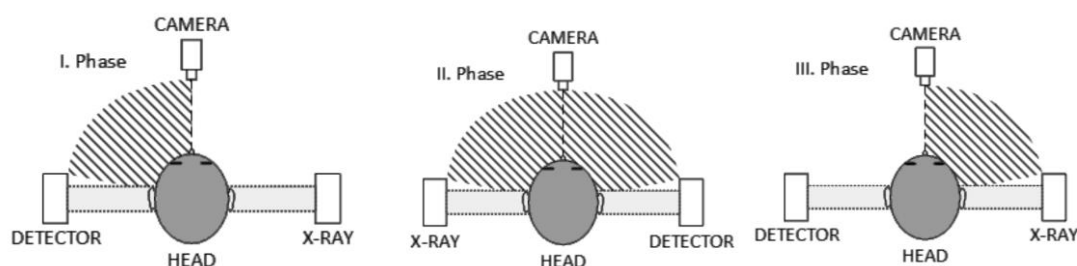
2.3.3. Průběh experimentu

Na začátku experimentu jsme každého pacienta důkladně poučili o průběhu celé procedury. Následně byl pacient posazen do přístroje iCAT. S pomocí navigačních laserových paprsků jsme nastavili výšku sedátka tak, aby byla oblast zájmu (FOI) v centru obrazu. Pacient byl dále fixován páskou běžící od opěrky přes čelo a bradovou opěrkou. Následně jsme pacientovi umístili na špičku nosu značku a zkontrolovali její viditelnost ve videozáznamu (*Obr.47*).



Obrázek 47. Umístění značky na špičce nosu pacienta (47)

Pacienti ze skupiny B dostali přes oči neprůhlednou pásku. Po ukončení příprav jsme zahájili videozáznam a následně zapnuli snímání pomocí CBCT. Detektor se zářičem se začal otáčet kolem hlavy pacienta a v určitou chvíli došlo k zákrytu značky a detektoru a později i značky a zářiče. Po tyto dva časové úseky nebyla značka v záběru kamery a celý záznam se tak rozdělil na tři fáze (*Obr.48*). Po dokončení snímání jsme uvolnili pacienta z přístroje a uložili záznam pro pozdější analýzu.



Obrázek 48. Schéma fází (48)

2.3.4. Analýza obrazu

Videozáznam byl pomocí programu Streampix rozdělen na jednotlivé snímky a exportován ve formátu bitmap (bmp) s korespondující časovou značkou. Každý záznam se skládal přibližně z 2500 snímků a tyto snímky byly následně automaticky zpracovány pomocí skriptu vyvinutého v programu MatLab (MatWorks, Massachusetts, USA). V prvním kroku byla pomocí funkce **Prahování** (Thresholding) určena značka. Její skutečná velikost 8 mm odpovídala 88 pixelům v bitmapě. Následně jsme pomocí funkce **Oblast zájmu** (Region of interest) vybrali z každého snímku čtverec o velikosti 120 na 120 pixelů, který obsahoval sledovanou značku (Obr.49). Došlo tak k výraznému zmenšení objemu zpracovávaných dat.

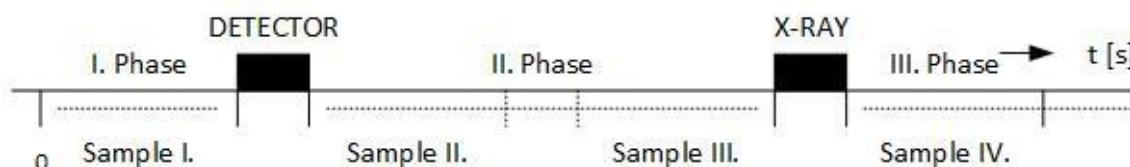


Obrázek 49. Obrázek značky po zpracování v programu MatLab (49)

Pomocí funkce **Imclose** byly vyhlazeny okraje značek a následně pomocí funkce **Regionprops** nalezeny souřadnice jejich těžiště. Pro snímky, na kterých nebyla značka viditelná pro zákryt kamery s detektorem nebo se zdrojem záření, byly souřadnice rovné nule ($x,y = 0$). Všechny souřadnice včetně odpovídající časové značky jsme exportovali do tabulky MS Excel k dalšímu zpracování.

2.3.5. Analýza dat

V prvním kroku analýzy dat jsme z každého měření ve skupinách A,B a C vybrali čtyři vzorky, z nichž každý čítal 140 po sobě jdoucích souřadnic. **První vzorek (I.)** končil poslední souřadnicí před zakrytím značky detektorem a reprezentoval tak Fázi 1 (viz. výše). Fáze 2 obsahovala druhý a třetí vzorek. **Druhý vzorek (II.)** začínal první viditelnou souřadnicí po odkrytí značky detektorem a **třetí vzorek (III.)** končil poslední souřadnicí před zakrytím značky zářičem. Fáze 3 začínala po odkrytí značky zářičem **čtvrtým vzorkem**. (Obr.50) Skupinu D jsme pro zjednodušení statistické analýzy rozdělili stejným způsobem.



Obrázek 50. Umístění vzorků v jednotlivých fázích (50)

2.3.5. Statistické zpracování dat

Získané souřadnice x , y udávající v daném okamžiku polohu snímané značky byly pro každého pacienta i pro měření ze skupiny C a D standardizovány. Tím byly získány srovnatelné záznamy pro všechny subjekty s centrální polohou $x=0$, $y=0$.

Kromě problému různého počátečního umístění značky pro jednotlivé subjekty řešeného výše popsanou standardizací jsme museli stanovit systematickou chybu. Protože hlavním cílem měření byla velikost pohybu pacienta, byla za systematickou chybu vybrána hodnota průměrné výchylky z centrální polohy ve skupině C. Skupinu C jsme následně porovnávali ještě se skupinou D, tedy se skupinou reprezentující samotnou chybu měření bez artefaktů způsobených pohybem přístroje. Ve všech skupinách jsme sledovali nejen samotný pohyb, k jehož prokázání stačí sledovat pouze absolutní vzdálenost značky z centrální polohy, ale i směr tohoto pohybu. Ten byl určen vektorem svírajícím určitý úhel s osou x .

K prokázání faktu, že průměrný pohyb pacientů nebyl menší než systematická chyba, byl použit **jednovýběrový t-test**. Normalitu dat nebylo pro jejich velké množství nutno testovat. Vliv čísla vzorku na průměrnou velikost vektoru pohybu byl posuzován metodou **analýzy rozptylu** (angl. analysis of variance, ANOVA) Pro mnohonásobná porovnání byl použit **Tukeyův test**, který pomohl určit, mezi kterými dvojicemi vzorků byl signifikantní rozdíl. Porovnání skupiny pacientů se zavřenýma očima se skupinou pacientů s otevřenýma očima byl proveden **dvouvýběrovým t-testem**.

Pro statistickou analýzu byl použit software STATISTICA (StatSoft CR, Česká republika).

2.4. Výsledky

2.4.1. Přesnost měření

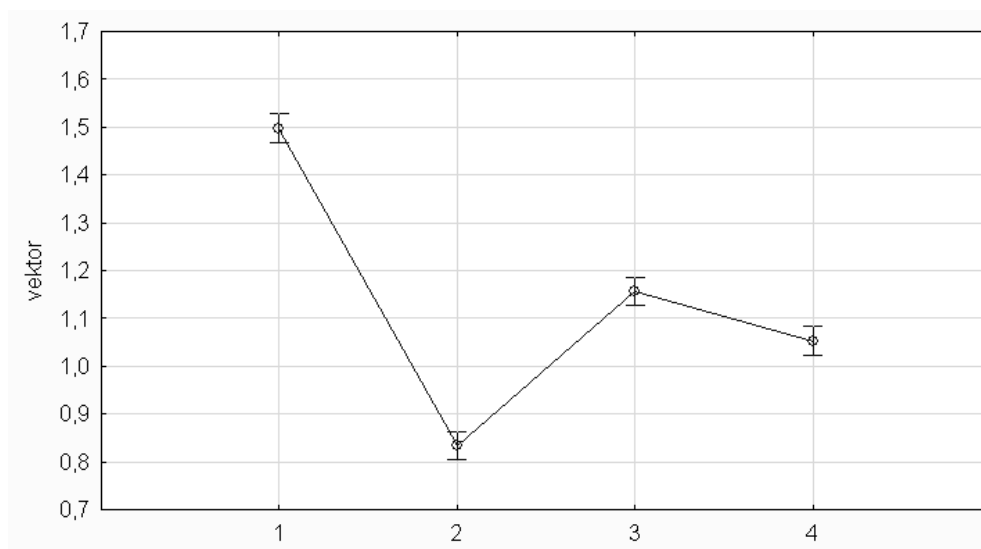
Průměrná odchylka značky připevněné na zdi (Skupina D) byla $0,047 \text{ mm} \pm 0,043 \text{ mm}$. Tato hodnota odpovídá senzitivitě daného způsobu měření a určuje šum (angl. white noise) pro další měření.

2.4.2. Pohyb přístroje

Velikost pohybu přístroje byla $0,130 \text{ mm} \pm 0,138 \text{ mm}$. Tato hodnota odpovídá průměrné vzdálenosti značky od centrální polohy pro měření ve Skupině C. Je shodná se systematickou chybou pro skupiny A a B. Signifikantně větší pohyb byl zaznamenán ve Vzorku I., tedy na začátku celého snímání, kde měl průměrný pohyb hodnotu $0,181 \text{ mm} \pm 0,199 \text{ mm}$.

2.4.3. Pohyb pacientů s otevřenýma očima

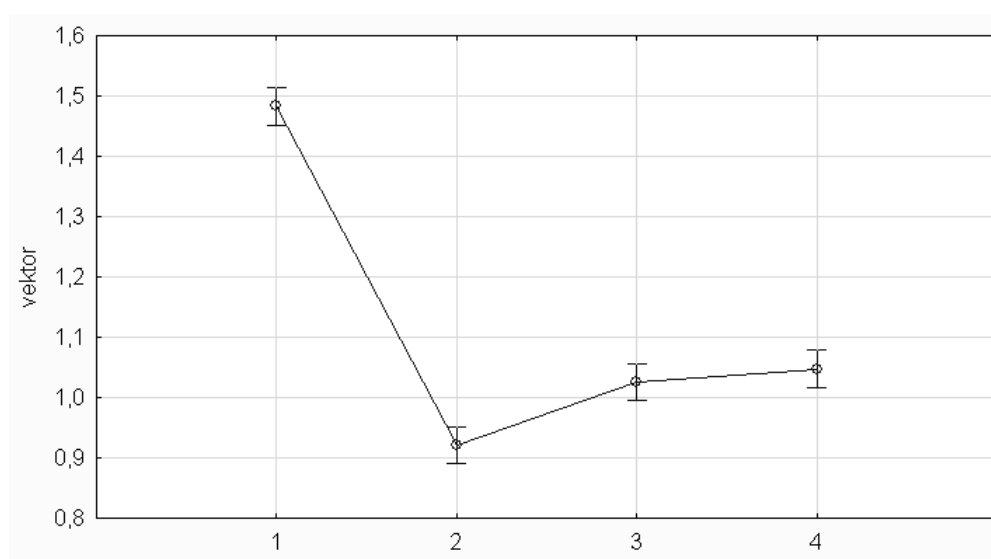
Průměrný pohyb pacientů ze Skupiny A byl $1,135 \text{ mm} \pm 0,841 \text{ mm}$. Signifikantně větší pohyb oproti průměrné hodnotě jsme zaznamenali ve Vzorku I., kde hodnota pohybu činila $1,498 \text{ mm} \pm 1,057 \text{ mm}$ ($p < 0,0001$). Vzájemné rozdíly mezi vzorky II., III. a IV. byly statisticky významné. Z praktického hlediska jsou významné rozdíly pro všechny dvojice protočení s výjimkou protočení 3 a 4, zde je statisticky významný rozdíl příliš malý a může být tedy způsoben systematickou chybou měření (Graf 1).



Graf 1. Velikost pohybu pacientů s otevřenýma očima v jednotlivých fázích
Osa x (číslo vzorku). Osa y (mm).

2.4.4. Pohyb pacientů se zavřenýma očima

Průměrný pohyb pacientů ve skupině B byl $1,119 \text{ mm} \pm 0,862 \text{ mm}$. Signifikantě větší pohyb oproti průměrné hodnotě jsme opět zaznamenali ve Vzorku I., kde hodnota pohybu činila $1,483 \text{ mm} \pm 1,169 \text{ mm}$. Vzájemné rozdíly mezi Vzorky II., III. a IV. byly také statisticky signifikantní. Jejich rozdíl byl však příliš malý, aby bylo možno vyloučit systematickou chybu měření (Skupina C). Z praktického hlediska tedy zaznamenáváme pouze odlišnost první fáze od všech ostatních (Graf 2).



Graf 2. Velikost pohybu pacientů se zavřenýma očima v jednotlivých fázích
Osa x (číslo vzorku). Osa y (mm).

2.4.4. Porovnání pacientů s otevřenýma a zavřenýma očima

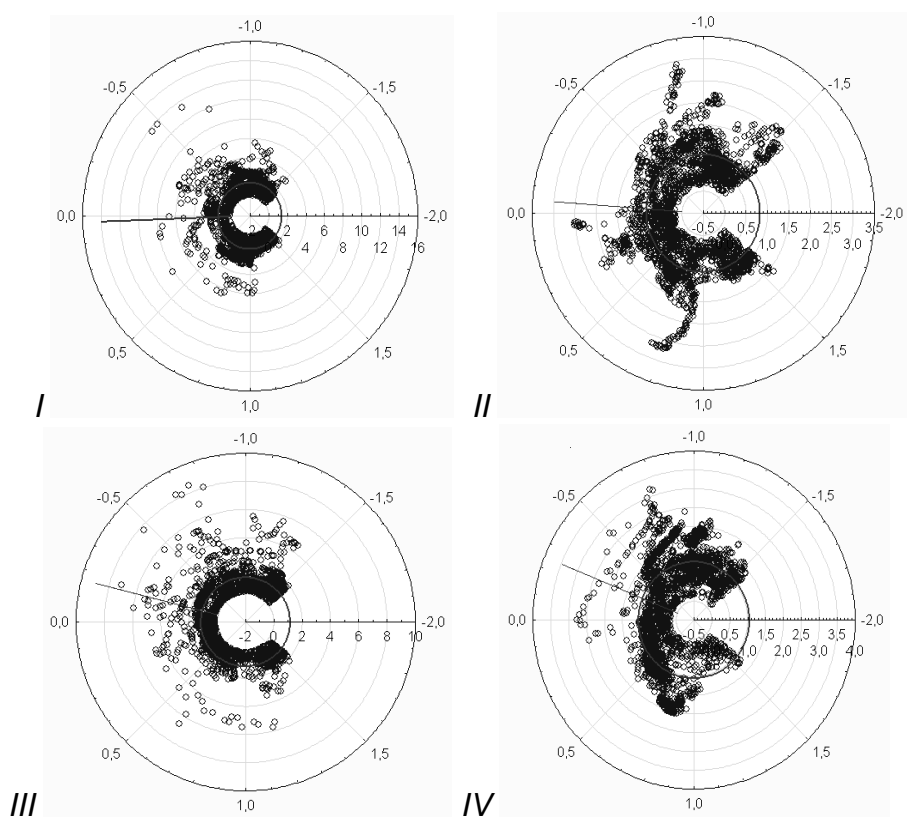
Jak již bylo zmíněno, byl průměrný pohyb pacientů ze Skupiny A $1,135 \text{ mm} \pm 0,841 \text{ mm}$ a pohyb pacientů ze skupiny B $1,119 \text{ mm} \pm 0,862 \text{ mm}$. U prvního a čtvrtého vzorku nebyl prokázán rozdíl mezi průměrnou úrovní velikostí pohybu pacientů s otevřenýma a zavřenýma očima ($p=0,622$, respektive $p=0,683$). Signifikantní byl rozdíl pro Vzorky II. a III. (v obou případech $p<0,000001$). Z praktického hlediska však mohly být tyto výsledky zkresleny systematickou chybou měření.

	Celkový průměrný pohyb	Průměrný pohyb ve Vzorku I.
Skupina A	1,135 mm \pm 0,841	1.498 mm \pm 1,057
Skupina B	1,119 mm \pm 0,862	1,483 mm \pm 1,169
Skupina C	0,130 mm \pm 0.138	0,181 mm \pm 0,199
Skupina D	0,047 mm \pm 0,043	X

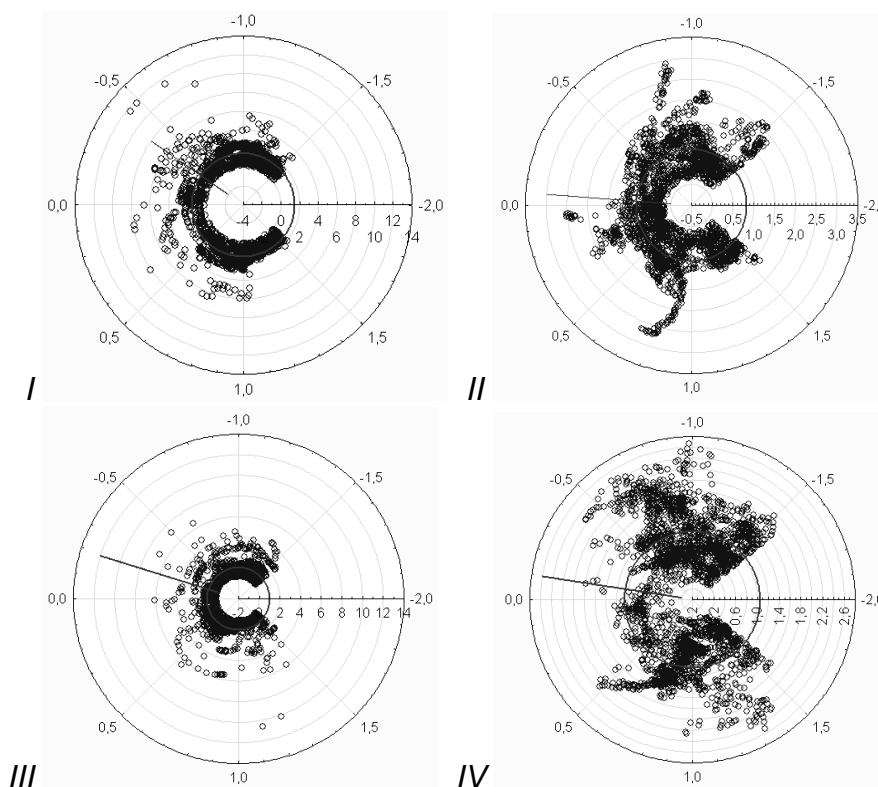
Tabulka 3. Průměrný pohyb v jednotlivých skupinách měření ($p < 0.0001$)

2.4.5. Směr pohybu

Průměrný směr pohybu pacientů v jednotlivých vzorcích byl hodnocen pouze v případě, že byla velikost vektoru výchylky z centrální polohy větší než systematická chyba měření. Směr byl definován úhlem vektoru k ose x. Jak ve Skupině A, tak ve skupině B se pacienti ve všech čtyřech Vzorcích pohybovali horizontálně ve směru rotace - z možného rozsahu $\pm 180^\circ$ byla všechna měření v rozsahu $+1.86^\circ$ až -22° .



Graf Průměrný směr pohybu pacientů s otevřenými očima



Graf Průměrný směr pohybu pacientů s otevřenýma očima

2.5. Diskuze

Podařilo se nám prokázat pohyb pacienta během snímání CBCT pomocí metody, která dle našeho vědomí nebyla nikdy dříve použita. Chyba měření 0,047 mm je dostatečně malá a umožňuje další měření hodnot téměř o dva řády vyšších. Jednou z možných příčin chyby měření může být omezené rozlišení senzoru kamery, kdy se sledovaný bod promítá na hranici dvou sousedních pixelů. Další příčinou může být chvění stativu či podlahy.

Zajímavým zjištěním je velikost průměrného pohybu samotného přístroje. Pravděpodobnou příčinou chvění hlavové opěrky je rotace ramene CBCT přístroje. Tato teorie je nepřímou podporována faktem, že pohyb opěrky je výrazně vyšší ve Vzorku I. Ten pochází z části záznamu těsně po začátku snímání, kdy rameno zrychluje a pravděpodobnost přenosu vibrací je tak vyšší. Možným řešením by bylo rozdělení přístroje na dvě části - na samotný CBCT přístroj a na část pro pacienta. Omezil by se tak přenos vibrací, který bude v řádu desetin milimetrů jiným způsobem těžko řešitelný.

Průměrný pohyb pacientů 1,119 mm a 1,135 mm ve Skupinách A a B odpovídá výsledkům jiných studií (Hamidaddin et al., 2007, Lee et al., 2008). Tyto hodnoty jsou nesmírně vysoké v porovnání s udávaným rozlišením v řádu desetin milimetru. Rozdíl mezi pacienty s otevřenýma a zavřenýma očima je nízký a nemůžeme vyloučit, že je způsoben pouze systematickou chybou měření. Dle našeho názoru však lze pacienta požádat o zavření očí během snímání - jakékoliv potenciální snížení pohybu pacienta má význam.

Zvláště zajímavý je signifikantně větší průměrný pohyb pacienta na začátku snímání (Vzorek I.), a to jak ve skupině pacientů se zavřenýma, tak i ve skupině s otevřenýma očima. Tento rozdíl mezi Vzorkem I. a celkovým průměrným pohybem pacientů (Skupina A a B) je výrazně větší než je rozdíl mezi Vzorkem I. a celkovým průměrným pohybem CBCT přístroje ve Skupině C. Je tedy nepravděpodobné, že by větší pohyb pacientů na začátku byl dán pouze větším chvěním CBCT přístroje v této fázi snímání (Viz výše). Dle našeho názoru se pacient na začátku může leknout vibrací, pohybu ramene nebo zvuku, který přístroj vydává, a to může být příčinou zvýšeného průměrného pohybu v této fázi snímání. Možným řešením by bylo seznámit pacienta s celým procesem pomocí tzv. dry run funkce, při kterém se jako při běžném snímání otáčí rameno s detektorem a zářičem. Ten je však vypnut a nedochází tedy k zbytečnému ozařování pacienta. Druhou možností by mohlo být prodloužení doby mezi chvílí, kdy se rameno dá do pohybu a kdy začne samotné snímání. Pacient by se lekl ještě ve chvíli, kdy to není důležité a navíc by se pravděpodobně snížilo chvění celé konstrukce, vyvolané na začátku pohybu ramene (Viz výše).

Směr pohybu pacienta, který byl z možných 360° v úzkém rozmezí 23,86° se výrazně nelišil ve skupině pacientů s otevřenýma a zavřenýma očima. Vzhledem k tomu, že páska, kterou měli pacienti přes oči, skutečně nepropouští světlo ani stíny, jeví se nám jako možná příčina zvuk CBCT přístroje. Jeho zdrojem může být signál zapnutého RTG záření nebo jiný zvuk vydávaný rotujícím ramenem. Z tohoto pohledu by bylo vhodné umístit zdroj zvuku například přímo nad pacienta. Další možnou příčinou může být nedostatečná stabilizační potenciál opěrky a pásky běžící přes pacientovo

čelo - převládající horizontální rovina pohybu by této domněnce odpovídala. Nevysvětluje však, proč se pacient hýbe pouze po směru a nikoliv i v protisměru rotace ramene.

2.6. Závěr

Dle našeho vědomí nebyla tato problematika kromě samotné velikosti pohybu pacienta v domácí ani zahraniční odborné literatuře nikdy řešena. Zvláště zajímavé se nám jeví vysoké chvění přístroje, které by dle našeho názoru mělo být snadno řešitelné. Pozornost by se také měla věnovat výrazně vyšší hladině pohybu pacienta na začátku snímání a převládajícímu směru pohybu v průběhu snímání. Pohybové artefakty jsou pro kvalitu obrazu zásadnější než rozlišení detektoru v řádu setin milimetru a na tuto skutečnost by se dle našeho názoru měli výrobci CBCT přístrojů zaměřit v první řadě.

3. REDUKCE POHYBOVÝCH ARTEFAKTŮ

- 3.1. *Úvod*
- 3.2. *Možná řešení*
- 3.3. *Redukce pohybových artefaktů*
- 3.4. *Popis postupu*
 - 3.4.1. *Umístění značek*
 - 3.4.2. *CBCT sken*
 - 3.4.3. *Primární 3D rekonstrukce*
 - 3.4.4. *Umístění virtuálních značek*
 - 3.4.5. *Úprava 2D snímků*
 - 3.4.6. *Sekundární 3D rekonstrukce*
- 3.5. *Současný stav poznání*
- 3.6. *Diskuze*
- 3.7. *Závěr*

3.1. Úvod

V druhé části experimentální práce je popsán původní způsob redukce pohybových artefaktů. Podstatou je sledování polohy pacienta během snímání pomocí rentgenkontrastních značek. Ty jsou následně využity ke sjednocení polohy základních snímků. Tento princip byl úspěšně publikován (Hanzelka et al., 2010) a je chráněn národním patentem platným v České republice.

3.3. Redukce pohybových artefaktů

Princip vychází z faktu, že základní snímky, z kterých se následně skládá 3D obraz, nejsou pohybem nijak negativně ovlivněny. Jak již bylo vysvětleno dříve, je to důsledkem krátké expozice, po kterou můžeme považovat polohu pacienta za neměnnou. Data mohou být však pohybem posunutá do jiné polohy či určitým způsobem deformovaná. Podstatou předkládaného řešení je sledování pohybu pacienta pomocí rentgenkontrastních značek. Následně je zjištěna průměrná poloha těchto značek a ta je využita ke sjednocení polohy dat zachycených na základních snímcích. Následná 3D rekonstrukce již probíhá standardním způsobem. Počítačový program, který by celý proces umožnil, je v současnosti vyvíjen ve spolupráci s Ústavem biofyziky a lékařské informatiky 1. LF UK.

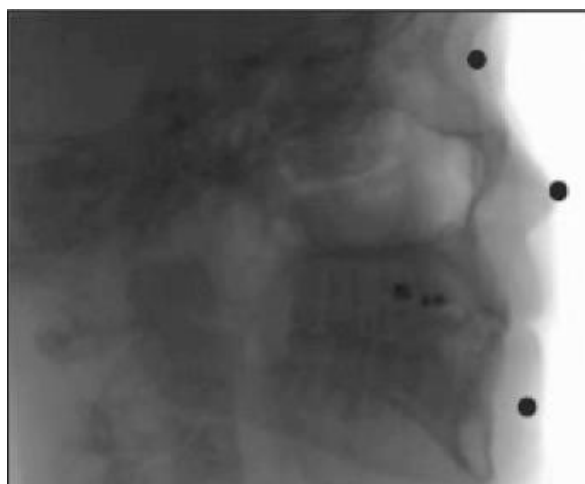
3.4. Popis postupu

3.4.1. Umístění značek

Na pacientovu hlavu jsou před samotným snímáním připevněny značky z RTG-kontrastního materiálu. Značky musí být umístěny tak, aby byly viditelné na každém základním snímku. Měly by být minimálně dvě, více značek však umožňuje získat dokonalejší informace a tím přesnější výsledky. Minimální velikost značek je určena viditelností na 2D snímku, maximální velikost je pak určena pouze praktickou využitelností. Tvar značek by měl být kulový - značky pak vypadají ze všech úhlů pohledu stejně, což celý proces usnadňuje. Čím je značka menší, tím méně významný je její tvar. Tyto značky mají k tělu pacienta neměnný vztah – po celou dobu skenování kopírují všechny jeho pohyby včetně pohybů způsobených dýcháním či srdeční akcí.

3.4.2. CBCT sken

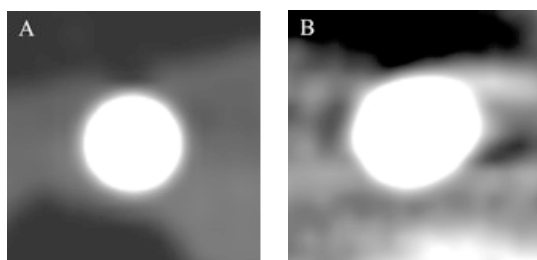
V dalším kroku je pacient podroben standardnímu CBCT vyšetření, při kterém je zachycena sada základních snímků (raw data). Na každém základním snímku je vidět pacient a na něm připevněné značky z jiného úhlu pohledu. (Obr.51) Obraz pacienta i značek je díky krátkému expozičnímu času jednotlivých snímků ostrý. Pohyb však může způsobit posunutí obrazu do nesprávné polohy.



Obrázek 51. Skutečné značky viditelné na 2D snímcích pacienta (schematicky) (51)

3.4.3. Primární 3D rekonstrukce

Sada základních snímků se následně podrobí standardní 3D rekonstrukci. Ve vzniklém 3D obraze jsou kromě dat reprezentujících pacienta viditelné výše zmíněné značky. Jak obraz pacienta, tak obraz značek je částečně rozostřen díky pohybu pacienta během snímání. Značky mají větší velikost, jsou rozmazané a nepravidelného tvaru oproti obrazu vytvořenému in vitro na fantomu (*Obr.52*).



Obrázek 52. CBCT značky in vitro (A) a in vivo (B) (52)

3.4.4. Umístění virtuálních značek

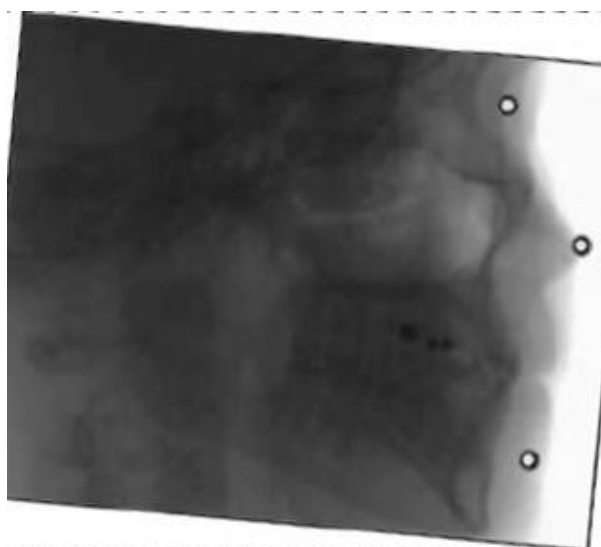
Následně jsou v 3D obraze do geometrického středu obrazu pohybem rozmazaných značek vloženy virtuální značky. Jejich rozměr a tvar odpovídá skutečným značkám naskenovaným na nepohybujícím se fantomu, jejich umístění v 3D obraze by mělo odpovídat průměrné poloze skutečných značek během snímání (*Obr.53*). Poloha těchto značek v prostoru je jediná informace, kterou si z primární 3D rekonstrukce ponecháváme.



Obrázek 53. Obraz virtuálních značek viditelných na 2D snímcích pacienta spolu se skutečnými značkami (schematicky) (53)

3.4.5. Úprava 2D snímků

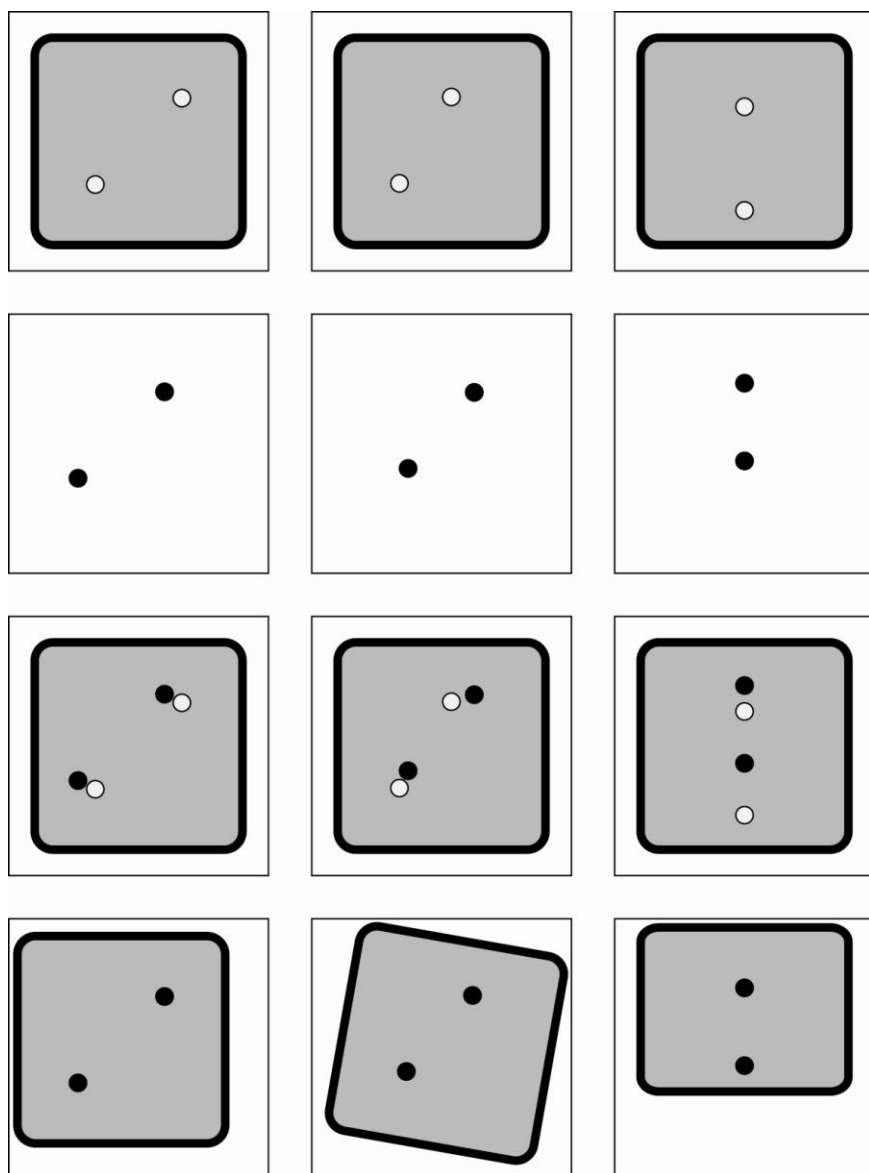
Úkolem virtuálních značek je sjednotit zpětně sadu základních snímků včetně obrazu pacienta, který je na nich viditelný. Snímky jsou upravovány (zvětšení, zmenšení, posun atd.) tak, aby na nich viditelný obraz značek přesně odpovídal poloze virtuálních značek v 3D obraze. Postup vychází z faktu, že došlo-li k posunu značek, muselo dojít stejným způsobem i k posunu pacienta a tedy i jeho obrazu (*Obr.54*). Pokud polohu značek upravíme, upravíme tím i polohu ostatních dat.



Obrázek 54. *Úprava 2D snímku tak, aby došlo k překrytí skutečných a virtuálních značek (schematicky) (54)*

3.4.6. Sekundární 3D rekonstrukce

Nově vzniklá sada základních snímků obsahuje pacientova data, jejichž poloha byla sjednocená pomocí značek. Tato sada je v posledním kroku podrobena finální 3D rekonstrukci. Vzniklý obraz má díky redukci pohybových artefaktů vyšší rozlišení. Přehled celého postupu schematicky znázorňuje *Obr.55*.

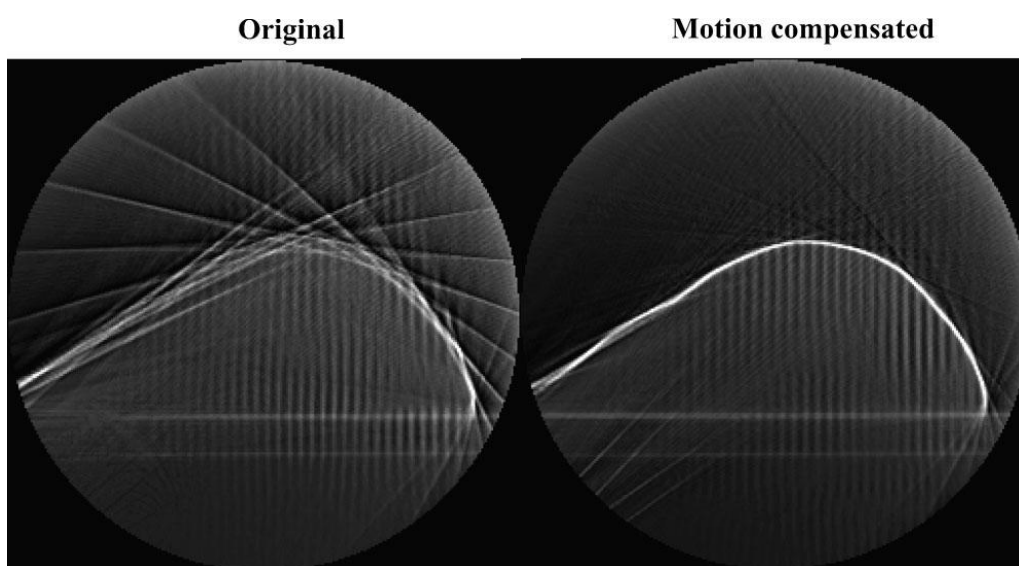


Obrázek 55. Schématické znázornění tří různých základních snímků. Na detektoru (bílý čtverec) je viditelný obraz pacienta (šedý čtverec s oblými rohy) a rentgenkontrastních značek (bílé kruhy). Následně je stanovena průměrná poloha značek (černé kruhy) a tato poloha promítnuta zpět do základních snímků. Základní snímky včetně obrazu pacienta jsou upraveny tak, aby došlo k překrytí značek znázorňujících průměrnou polohu a značek původních. (55)

3.5. Současný stav výzkumu

Daná myšlenka byla úspěšně patentována v České republice. Následně byla uveřejněna v časopise Medical Hypotheses a prezentována na mezinárodním radiologickém kongrese, kam byl autor na základě výše uvedeného článku pozván. Výzkum této problematiky stále pokračuje, ve spolupráci s Ústavem biofyziky a lékařské informatiky 1.LF UK v Praze. Pro jeho uskutečnitelnost svědčí studie (Marchant et al., 2010), která byla publikována jen několik

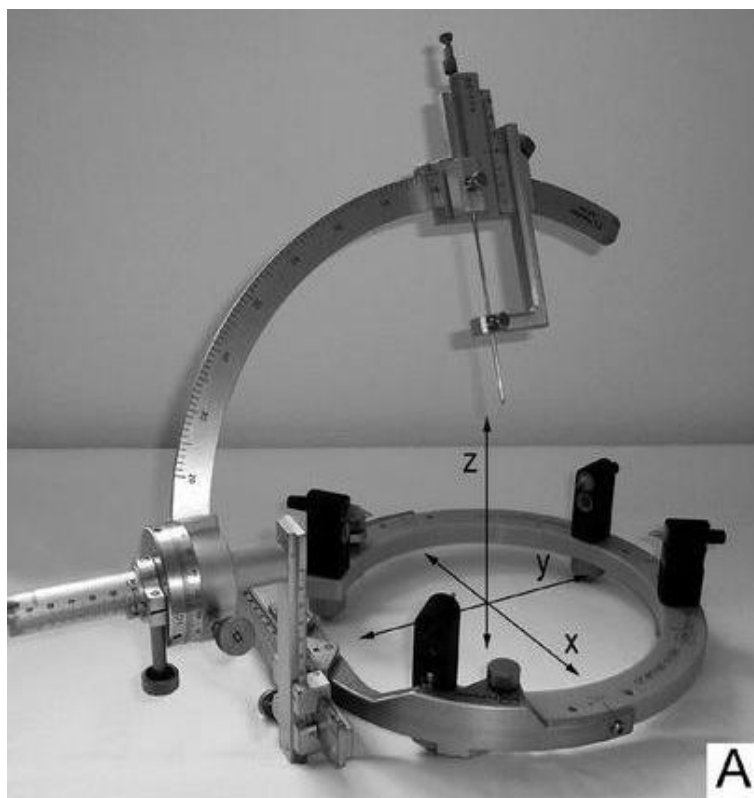
měsíců po otištění naší teze (Hanzelka et al., 2010). Tato studie je založena na stejném principu a zabývá se redukcí dýchacích artefaktů při použití CBCT v mamografii. Autorům se dle našeho názoru podařilo dosáhnout vynikajících výsledků. (Obr.56) Jejich úkol byl ve srovnání s naším komplikovanější v tom, že docházelo nejen k posunu, ale i k deformaci jednotlivých základních snímků. To v naší oblasti problém není, protože hlava se pohybuje jako celek. Na druhou stranu je náš projekt složitější v malém rozsahu pohybů, které je třeba eliminovat.



Obrázek 56. Redukce pohybových artefaktů – Marchant et al. (56)

3.6. Diskuze

Hypoteticky lze vliv pohybu minimalizovat třemi způsoby. První je správné **poučení a upevnění** pacienta. K tomu slouží výškově nastavitelné sedátko, opěrka pro bradu a opěrka hlavy se stabilizačním pásem, který se upíná přes čelo pacienta. Popsaný systém upevnění je efektivní jako prevence větších pohybů. Pro submilimetrové rozlišení je však naprosto nedostatečný (Hanzelka a Foltán, 2012, Abdelkarim et al., 2007, Hamidaddin et al., 2007, Lee et al., 2008)). Hypotetickou alternativou by bylo použití stereotaktického rámu známého z neurochirurgie (Obr.57). V souvislosti se stomatologií by se jednalo o postup sice účinný, ale klinicky nepoužitelný a nepřiměřený.



Obrázek 57. Stereotaktický rám používaný v neurochirurgii (57)

Druhým způsobem je **minimalizovat čas snímání** a tím zmenšit prostor pro pohyb pacienta. Tento trend je při porovnání starších modelů CBCT s novými jasně patrný. Má však také svá omezení: První je dáno fyzikálními limity detektoru, který dokáže pořizovat nová data pouze s určitou frekvencí. Druhým limitem je teoreticky rychlost otáčení ramene u otevřených typů CBCT. Tu nelze kvůli bezpečnosti pacienta zvyšovat nad určitou mez. Částečným řešením je výroba uzavřených typů přístrojů, kde nejsou žádné viditelně se pohybující části.

Námi předkládaný způsob **Redukce pohybových artefaktů** se s pohybem pacienta směřuje a snaží se eliminovat jeho negativní vliv na kvalitu CBCT snímku. Je finančně nenákladný a při současném stavu poznání technicky dobře proveditelný. Vše, co je potřeba, jsou rentgenkontrastní značky a speciální počítačový program. Princip umožňuje docílit vyšší kvality obrazu s lepším využitím dostupného rozlišení současných detektorů. Nedochozí tedy ke zvyšování radiační dávky. Naopak, stejného rozlišení je potenciálně možné dosáhnout při nižší radiační dávce. Díky eliminaci pohybu stačí méně základních snímků ke zhotovení stejně kvalitní 3D rekonstrukce.

3.7. Závěr

Dle našeho názoru je nutné se s určitou mírou pohybu pacienta během snímání smířit. Naše řešení nabízí redukci vlivu tohoto pohybu na kvalitu snímku. Teoreticky umožňuje zvýšení rozlišení nebo snížení radiační dávky při současném technickém vybavení. Důsledkem by mohlo být významné rozšíření indikačního spektra CBCT vyšetření. A to je v zájmu lékařů i pacientů.

III. VÝSLEDKY

1. PŘEHLED VÝSLEDKŮ EXPERIMENTÁLNÍ ČÁSTI

CBCT je z pohledu stomatologa přelomová technologie. Jeden z nejdůležitějších problémů, které zbývá vyřešit, je vliv pohybu pacienta na kvalitu obrazu. V rámci mého postgraduálního studia jsme v první části experimentální práce dokázali:

- 1) Změřit průměrnou velikost pohybu CBCT během snímání
- 2) Změřit průměrnou velikost pohybu pacienta během snímání
- 3) Prokázat převládající směr pohybu pacienta během snímání
- 4) Prokázat výrazně vyšší hladinu pohybu CBCT na začátku snímání
- 5) Prokázat výrazně vyšší hladinu pohybu pacienta na začátku snímání

V druhé části experimentální práce se podařilo:

- 1) Navrhnout původní princip pomáhající redukovat pohybové artefakty
- 2) Publikovat princip v zahraničních impaktovaných časopisech
- 3) Prezentovat princip na mezinárodní konferenci
- 4) Patentovat princip v České republice

2. PUBLIKACE A PREZENTACE SOUVISEJÍCÍ S TÉMATEM

Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan.

Hanzelka T, Foltán R, Horká E, Šedý J. Med Hypotheses. 2010;75:610-2.

(Original Research Article)

Impact factor 1,39

Possible improvement of CBCT scan.

Hanzelka T, Foltán R. J Craniomaxillofac Surg. 2012;40:1.

(Letter to editor)

Impact factor 1,54

Redukce artefaktů podmíněných pohybem pacienta na CBCT vyšetření.

Hanzelka T, Kučera J, Šedý J, Beneš J, Foltán R. LKS. 2013;5:102-5

(Original Research Article)

Recenzovaný časopis

Higher level of patient motion and CBCT scanner vibration at the beginning of CBCT scan: objectives and possible solutions

Hanzelka T, Dušek J, Ocásek F, Kučera J, Šedý J, Beneš J, Foltán R. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.

(Original Research Article)

Impact factor 1,81 – článek v recenzním řízení

Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan.

Hanzelka T, Foltán R, Šedý J. EPS International congress on Radiology and Nuclear medicine, Nanjing, China 2011.

(Lecture)

Invited speaker

CBCT: Redukce pohybových artefaktů.

Hanzelka T, Kučera J, Foltán R, Šedý J. XIII. kongres České ortodontické společnosti, Luhačovice 2012.

(Poster)

Nejlepší poster s vědecko-výzkumnou tematikou

3. OSTATNÍ PUBLIKACE A PREZENTACE

The role of intraoperative positioning of the inferior alveolar nerve on postoperative paresthesia after bilateral sagittal split osteotomy of the mandible: prospective clinical study.

Hanzelka T, Foltán R, Pavlíková G, Horká E, Šedý J. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40:901-6.

(Leading clinical paper)

Impact factor 1,44

Role of chisels in BSSO?

Hanzelka T, Foltán R. J Craniomaxillofac Surg. 2013;41(2):87.

(Letter to editor)

Impact factor 1,54

The influence of orthognathic surgery on ventilation during sleep.

Foltán R, Hoffmannová J, Pavlíková G, Hanzelka T, Klíma K, Horká E, Adámek S, Šedý J. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40:146-9.

(Original Research Article)

Impact factor 1,44

Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery.

Pavlíková G, Foltán R, Horká M, Hanzelka T, Borunská H, Šedý J. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40:451-7.

(Review article)

Impact factor 1,44

Piezosurgery prevents brain tissue damage: an experimental study on a new rat model.

Pavlíková G, Foltán R, Burian M, Horká E, Adámek S, Hejčl A, Hanzelka T, Šedý J. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011 Aug;40:840-4.

(Original Research Article)

Impact factor 1,44

Stability of the miniplate osteosynthesis used for sagittal split osteotomy for closing an anterior open bite: an experimental study in mini-pigs.

Nieblerová J, Foltán R, Hanzelka T, Pavlíková G, Vlk M, Klíma K, Samsonyan L. Int J Oral Maxillofac Surg. 2012 Apr;41(4):482-8.

(Original Research Article)

Impact factor 1,44

4. GRANTOVÁ ČINNOST

Vliv změny polohy a zatížení TMK kloubu na jeho remodelaci a funkci po ortognátní operaci.

Grantová agentura Univerzity Karlovy. GAUK 338411

Hlavní řešitel

Neočekávané komplikace ortodontických fixních retainerů.

Interní grantová agentura Ministerstva zdravotnictví. IGA MZ NT/14189

Spoluřešitel

5. PATENT

Způsob zvýšení přesnosti rekonstrukce 3D rengenového obrazu.

Autor: Tomáš Hanzelka

Národní patent č. 302578

IV. ZDROJE

1. ZDROJE CITACÍ

1. Abdelkarim A, Noujeim M, Sarkis T, Lee R, Mah P, Nummikoski P. Effect of movement on high-resolution cone-beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Feb;103(2):e48
2. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999 Jul;28(4):245-8. PubMed PMID: 10455389.
3. Beneš J, Jiráček D, Stránský P, Vítek F. *Základy lékařské biofyziky.* Vyd.3. Praha: Karolinum. 2011.
4. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004 Sep;33(5):285-90. PubMed PMID: 15585803.
5. Bartling SH, Majdani O, Gupta R, Rodt T, Dullin C, Fitzgerald PF, Becker H. Large scan field, high spatial resolution flat-panel detector based volumetric CT of the whole human skull base and for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007 Sep;36(6):317-27. PubMed PMID: 17699701.
6. Bernardes RA, de Moraes IG, Húngaro Duarte MA, Azevedo BC, de Azevedo JR, Bramante CM. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Aug;108(2):270-7. PubMed PMID: 19272806.
7. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod.* 2009 Jan;79(1):150-7. PubMed PMID: 19123719.
8. Cattaneo PM, Melsen B. The use of cone-beam computed tomography in an orthodontic department in between research and daily clinic. *World J Orthod.* 2008 Fall;9(3):269-82. PubMed PMID: 18834009.
9. Cha JY, Mah J, Sinclair P. Incidental findings in the maxillofacial area with 3-dimensional cone-beam imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Jul;132(1):7-14. PubMed PMID: 17628245.

10. Choi JY, Hwang JM, Baek SH. Virtual model surgery and wafer fabrication using 2-dimensional cephalograms, 3-dimensional virtual dental models, and stereolithographic technology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012 Feb;113(2):193-200. PubMed PMID: 22677736.
11. Christensen CM. The innovator's dilemma: when new technologies cause great firms to fail. Boston, Massachusetts, USA: Harvard Business School Press. 1997.
12. Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR. Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod.* 2008 Mar;34(3):273-9. PubMed PMID: 18291274.
13. Farman AG. ALARA still applies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005 Oct;100(4):395-7. PubMed PMID: 16182157.
14. Farman TT, Vandre RH, Pajak JC, Miller SR, Lempicki A, Farman AG. Effects of scintillator on the modulation transfer function (MTF) of a digital imaging system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005 May;99(5):608-13. PubMed PMID: 15829886.
15. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am.* 1984;A1:612-9.
16. Filipi V. Cone Beam CT - analýza vhodných míst k zavádění dočasných kotevních zařízení. Atestační práce v oboru ortodoncie. 1.LF UK Praha. 2010.
17. Gupta R, Grasruck M, Suess C, Bartling SH, Schmidt B, Stierstorfer K, Popescu S, Brady T, Flohr T. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur Radiol.* 2006 Jun;16(6):1191-205. PubMed PMID: 16528556.
18. Hamidaddin A, Sarkis T, Lee R, Nummikoski P. A breath away from high resolution: Patient movement during cone-beam computed tomography exposure. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Feb;103(2):e49
19. Hanzelka T, Foltán R, Horká E, Sedý J. Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan. *Med Hypotheses.* 2010 Dec;75(6):610-2. PubMed PMID: 20800973.

20. Hanzelka T, Foltan R. Possible improvement of CBCT scan. J Craniomaxillofac Surg. 2012 Jan;40(1):1. PubMed PMID: 22061996.
21. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003 Mar;95(3):371-7. PubMed PMID: 12627112.
22. Hloušková D. Využití Cone Beam CT v ortodoncii. Atestační práce v oboru ortodoncie. 1.LF UK Praha. 2012
23. Hohlweg-Majert B, Metzger MC, Kummer T, Schulze D. Morphometric analysis - Cone beam computed tomography to predict bone quality and quantity. J Craniomaxillofac Surg. 2011 Jul;39(5):330-4.
24. Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. J Orofac Orthop. 2005 Nov;66(6):434-44.
25. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. Br J Radiol. 1973 Dec;46(552):1016-22.
26. ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Ann ICRP. 2007;37(2-4):1-332.
27. Kalender WA, Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). Eur Radiol. 2007 Nov;17(11):2767-79.
28. Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Ariji E, Langlais RP. Image artifact in dental cone-beam CT. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006 May;101(5):652-7.
29. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Ariji E, Langlais RP. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009 Mar;107(3):420-5.
30. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. J Orthod. 2005 Dec;32(4):282-93.

31. Lee R, Azevedo B, Shintaku W, Noujeim M, Nummikoski P. Patient Movement in Three Different CBCT Units. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Apr;105(4):e55
32. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, Souza PC, Martens W, Shahbazian M, Alonso A, Lambrichts I. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I On subjective image quality. *Eur J Radiol.* 2010 Aug;75(2):265-9.
33. Marchant TE, Price GJ, Matuszewski BJ, Moore CJ. Reduction of motion artefacts in on-board cone beam CT by warping of projection images. *Br J Radiol.* 2011 Mar;84(999):251-64.
34. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998;8(9):1558-64.
35. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J.* 2007 Oct;40(10):818-30.
36. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K, SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012 Feb;81(2):267-71.
37. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006 Nov;35(6):410-6.
38. Popat H, Richmond S, Drage NA. New developments in: three-dimensional planning for orthognathic surgery. *J Orthod.* 2010 Mar;37(1):62-71.
39. Robb RA. The Dynamic Spatial Reconstructor: An X-Ray Video-Fluoroscopic CT Scanner for Dynamic Volume Imaging of Moving Organs. *IEEE Trans Med Imaging.* 1982;1(1):22-33.
40. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol.* 2009 Jan;82(973):35-40.

41. Rogers SA, Drage N, Durning P. Incidental findings arising with cone beam computed tomography imaging of the orthodontic patient. *Angle Orthod*. 2011 Mar;81(2):350-5.
42. Scarfe WC. "All that glitters is not gold": standards for cone-beam computerized tomographic imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2011 Apr;111(4):402-8.
43. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*. 2006 Feb;72(1):75-80.
44. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work?. *Dent Clin North Am*. 2008 Oct;52(4):707-30.
45. Shin HO, Falck CV, Galanski M. Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data. *Eur Radiol*. 2004 Feb;14(2):341-9.
46. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res*. 2003;6 Suppl 1:31-6; discussion 179-82.
47. Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Sep;130(3):410-6.
48. Švec J. Radioaktivita a ionizující záření. 1. vyd. Ostrava: Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství. 2005.
49. Terajima M, Nakasima A, Aoki Y, Goto TK, Tokumori K, Mori N, Hoshino Y. A 3-dimensional method for analyzing the morphology of patients with maxillofacial deformities. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Dec;136(6):857-67.
50. Tsuchida R, Araki K, Okano T. Evaluation of a limited cone-beam volumetric imaging system: comparison with film radiography in detecting incipient proximal caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007 Sep;104(3):412-6.
51. Turpin DL. Befriend your oral and maxillofacial radiologist. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Jun;131(6):697.
52. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am*. 2008 Oct;52(4):825-41.

53. van Daatselaar AN, van der Stelt PF, Weenen J. Effect of number of projections on image quality of local CT. Dentomaxillofac Radiol. 2004 Nov;33(6):361-9.
54. Walker L, Enciso R, Mah J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005 Oct;128(4):418-23.
55. White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. Dent Clin North Am. 2008 Oct;52(4):689-705.
56. Zöller JE, Neugebauer J. Cone-beam Volumetric Imaging in Dental, Oral and Maxillofacial Medicine. 1.vyd. New Malden, UK: Quintessence Publishing, 2008.

2. ZDROJE ILUSTRACÍ

Všechny ilustrace pocházející z Internetových zdrojů byly získány v období od 1.5.2013 do 17.5.2013.

1. [http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Wilhelm_Conrad_Röntgen_\(1845--1923\).jpg](http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Wilhelm_Conrad_Röntgen_(1845--1923).jpg)
2. https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/e/e3/First_medical_X-ray_by_Wilhelm_Röntgen_of_his_wife_Anna_Bertha_Ludwig%27s_hand_-_18951222.gif
3. <http://www.jiri-zemen.cz/katalog/63.jpg>
4. Obrázek autora
5. <http://en.wikipedia.org/wiki/File:RIMG0279.JPG>
6. http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979
7. <http://www.jisponline.com/article.asp?issn=0972-124X;year=2011;volume=15;issue=1;spage=11;epage=17;aulast=Mohan>
8. <http://www.medwow.com/used-dental-ct/qr/newtom-9000-dental-computed-tomography/250521604.item>
9. http://www.rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=56&Itemid=62.html

10. http://www.rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=56&Itemid=62.html
11. <http://cz7asm.wz.cz/fyz/index.php?page=renzar>
12. http://www.wikiskripta.eu/index.php/Compton%C5%AFv_jev_-_v_%C4%8Dem_spo%C4%8D%C3%ADv%C3%A1
13. http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra_7169/ch03.htm
14. <http://www.ortoscan.com/cone.php>
15. a) <http://www.apexendodonticsllc.com/technology.html>
b) <http://www.sitech.fr/newtom5g.html>
c) http://www.dentalscanningservices.co.uk/dss_index.php?page=technology
16. <http://drgstoothpix.com/wp-content/uploads/2012/01/metal-streaking.jpg>
17. <http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/article/view/2354/1328>
18. Obrázek autora
19. Obrázek autora
20. <http://www.digiretus.com/tippek/cikkiro.php?SORSZAM=21>
21. <http://www.asu.cas.cz/~lenka/prednasky/318ccd.htm>
22. Patel, S. ; Dawood, A.; Ford, T. P; Whaites, E.: The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. Int. Endod. J. 2007, 40, č. 10, s. 818-30.
23. Obrázek autora
24. Obrázek autora
25. Obrázek autora
26. Obrázek autora
27. <http://www.i-cat.com/products/i-cat-next-generation/specifications/>
28. William C. Scarfe, Allan G. Farman, What is Cone-Beam CT and How Does it Work?, Dental Clinics of North America, Volume 52, Issue 4, October 2008, Pages 707-730
29. http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3134038_JISP-15-11-g012&req=4

30. <http://www.i-cat.com/products/i-cat-image-gallery/>
31. <http://www.planmeca.com/en/Imaging/3D-imaging/>
32. <http://www.planmeca.com/en/Imaging/3D-imaging/>
33. <http://machinedesign.com/article/how-to-deal-with-rapid-service-bureaus-1009>
34. <http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/fyzikalni-zaklady/interakce-rentgenoveho-a-gama-zareni-s-prostredim/>
35. Obrázek autora
36. S laskavým svolením MUDr. Kláry Bělíkové
37. William C. Scarfe, Allan G. Farman, What is Cone-Beam CT and How Does it Work?, Dental Clinics of North America, Volume 52, Issue 4, October 2008, Pages 707-730, ISSN 0011-8532
38. <http://www.estedent.cz/vysetreni-chrupu.htm>
39. <http://dmfr.birjournals.org/content/38/8/531/F1.large.jpg>
40. Obrázek autora
41. Obrázek autora
42. Obrázek autora
43. <http://www.intechopen.com/books/implant-dentistry-a-rapidly-evolving-practice/state-of-the-art-technology-in-implant-dentistry-cad-cam>
44. Rogers, S. A.; Drage, N.; Durning P.: Incidental findings arising with cone beam computed tomography imaging of the orthodontic patient. Angle Orthodont. 2011, 81, č. 2, s. 350-5.
45. S laskavým svolením MUDr. Kláry Bělíkové
46. <http://www.apexendodonticsllc.com/technology.html>
47. Obrázek autora
48. Obrázek autora
49. Obrázek autora

50. Obrázek autora

51. Obrázek autora

52. Obrázek autora

53. Obrázek autora

54. Obrázek autora

55. Obrázek autora

56. Marchant TE, Price GJ, Matuszewski BJ, Moore CJ. Reduction of motion artefacts in on-board cone beam CT by warping of projection images. Br J Radiol. 2011 Mar;84(999):251-64.

57. <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/uloha-stereotakticke-biopsie-v-diagnostice-mozkovych-metastaz-460129>

V. VYBRANÉ PUBLIKACE

1. REDUCTION OF THE NEGATIVE INFLUENCE OF PATIENT MOTION ON QUALITY OF CBCT SCANI

Hanzelka T, Foltán R, Horká E, Šedý J. Med Hypotheses. 2010;75:610-2.

(Original Research Article)

Impact factor 1,39

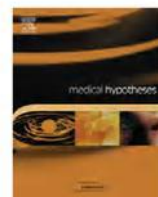
The role of cone beam computed tomography (CBCT) in imaging of the oral and maxillofacial region is well known and its indications and possibilities are still increasing. More sophisticated technologies are being developed each year, mainly providing higher resolution, bigger field of view, faster scanning and better scatter reduction. One of the major problems remaining to be solved is the unwanted movement of the patient during the scanning procedure. All hardware solutions that have been developed to fix the patient's head in a steady position have their limits. For example, they cannot eliminate small movements caused by breathing, heartbeat, and swallowing. We have developed a simple method to improve these CBCT images. The movement of the scanned object is monitored with marks attached to it. These marks are identified on every 2D image captured during the scanning procedure and used to unify the position of these 2D images. The final 3D reconstruction produces a sharper 3D data set with higher resolution and reduced blur. In conclusion, this simple method has the potential to improve the quality of CBCT scans.



Contents lists available at ScienceDirect

Medical Hypotheses

journal homepage: www.elsevier.com/locate/mehy



Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan^{*}

Tomáš Hanzelka^{a,*}, René Foltán^a, Edita Horká^b, Jiří Šedý^{b,c}

^a Department of Oral and Maxillofacial Surgery, First Faculty of Medicine, Charles University and General University Hospital, Prague, Czech Republic

^b Institute of Dental Research, First Faculty of Medicine, Charles University and General University Hospital, Prague, Czech Republic

^c Institute of Experimental Medicine, Academy of Sciences of the Czech Republic, Prague, Czech Republic

ARTICLE INFO

Article history:

Received 16 April 2010

Accepted 28 July 2010

SUMMARY

The role of cone beam computed tomography (CBCT) in imaging of the oral and maxillofacial region is well known and its indications and possibilities are still increasing. More sophisticated technologies are being developed each year, mainly providing higher resolution, bigger field of view, faster scanning and better scatter reduction. One of the major problems remaining to be solved is the unwanted movement of the patient during the scanning procedure. All hardware solutions that have been developed to fix the patient's head in a steady position have their limits. For example, they cannot eliminate small movements caused by breathing, heartbeat, and swallowing. We have developed a simple method to improve these CBCT images. The movement of the scanned object is monitored with marks attached to it. These marks are identified on every 2D image captured during the scanning procedure and used to unify the position of these 2D images. The final 3D reconstruction produces a sharper 3D data set with higher resolution and reduced blur. In conclusion, this simple method has the potential to improve the quality of CBCT scans.

© 2010 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Introduction

Computed tomography (CT) is based on X-ray technology and used for 3D imaging of different body structures. CBCT scanners for the oral and maxillofacial region were introduced in the late 1990s by Arai et al. [1] in Japan and Mozzo et al. [3] in Italy. Since then, there has been an explosion of interest in this new technique for imaging of the oral and maxillofacial region. The rapid evolution of the first prototypes into present scanners has been driven by the development of new detectors and by the increasing data processing power of commercially available personal computers [5]. The relevance of this issue is illustrated in Table 1, which shows the increasing number of clinical studies in the past several years.

The principle of cone beam computed tomography (CBCT) differs from that of medical CT. CBCT consists of a planar detector and a cone-shaped beam source that illuminates a complete volume. All data are obtained during a single rotation of the source-detector around the patient's head, which takes about 20 s. The result is a set of 2D images taken from different angles. These images are then reconstructed to form a 3D data set using

a modification of the original cone-beam algorithm developed by Feldkamp [2].

The advantages of CBCT over conventional CT are unquestionable. The first difference is the radiation dose used. Compared with medical CT, CBCT uses radiation levels one order of magnitude lower (Table 2) [4]. This is particularly important in dentistry and maxillofacial surgery. Imaging methods are often elective interventions related to patient comfort and aesthetics, and radiation doses as high as those used in medical CT would not be acceptable. Other advantages include very good imaging of hard tissues, high resolution, low scan time and the ability to scan the patient in an upright position. Purchase and operating costs are also lower than those of conventional CT, so CBCT is widely available in smaller practices. The main disadvantages of CBCT imaging are inferior visualization and differentiation of soft tissue, scatter, streaking metal artifacts and a low specificity to objectively evaluate bone mineral density. One of the biggest disadvantages is the effect of patient motion on the resulting image sharpness.

All CBCT manufacturers are producing machines with higher resolution, larger field of view, and less scatter. To our knowledge, no one has satisfactorily resolved the effects of patient motion on image quality and this is a limiting factor to future development.

Obtaining one scan takes about 20 s. During this time, the X-ray generator and detector synchronously make one single rotation around the patient's head and capture 200–400 2D images. These images are then used for 3D reconstruction. Movement of the patient does not have a major impact on the sharpness of every single image because each image takes only fractions of seconds. The

^{*} This research is not supported by any grant.

^{*} Corresponding author. Address: Department of Oral and Maxillofacial Surgery, First Faculty of Medicine, Charles University and General University Hospital, U Nemocnice 2, 120 00 Prague 2, Czech Republic. Tel.: +420 22496 2723; fax: +420 22496 3193.

E-mail address: thanzelka@gmail.com (T. Hanzelka).

Table 1
Number of PubMed results searching "CBCT".

Year	PubMed
2002	2
2003	5
2004	12
2005	21
2006	58
2007	123
2008	195
2009	238

Table 2
Radiation dose of different imaging methods. CT – computed tomography. CBCT – cone beam computed tomography.

Modality	Effective dose
CT	1320–3324 μ Sv
CBCT	36.9–50.3 μ Sv
Panoramic	2.9–11 μ Sv
FMS	13–100 μ Sv

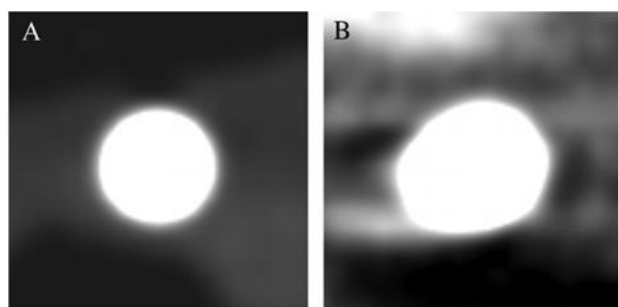


Fig. 1. Image of the steel mark. (A) Cadaverous pig head fixed in CBCT and (B) real patient fixed in CBCT.

problem is that the information captured in each image is affected by the patient's movement during the scan. These shifted images are then used for final 3D reconstruction, which is thus more or less blurry (Fig. 1). Moreover, increasing the resolution of the 3D image is performed by taking more 2D pictures. That, however, prolongs the scanning time and allows for more unwanted movements (Fig. 2). At present, maximal resolution is about 0.125 mm. Such high resolution is influenced by movements as small as those due to the patient's breathing or heartbeat. Currently, manufacturers try to prevent unwanted movements mechanically; for example, by fixing the patient's head during the CBCT. However, these methods are neither comfortable nor sufficiently efficient.

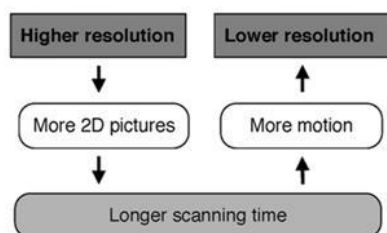


Fig. 2. The paradigm of the resolution paradox. Longer time needed for acquiring more 2D pictures gives more space for unwanted movements.

Table 3
Our hypothesis – a review of the steps for obtaining better resolution of CBCT.

1	Placing the marks
2	Regular scan
3	Identification of real marks in 3D data set
4	Placing 3D virtual marks
5	Virtual scan of 3D virtual marks
6	Superimposing 2D real images with corresponding 2D virtual images
7	Correction of 2D real images
8	3D reconstruction from corrected 2D image set

Hypothesis

The principle of our proposed solution lies in a correction of 2D image position and subsequent 3D reconstruction. For a review of the steps, see Table 3. In the first phase, the patient should be marked by at least two marks that will be used to monitor his or her movements. Using three or more marks gives a more accurate picture of the movement (Hanzelka and Foltán, unpublished data). The marks must be placed so as to be visible on all 2D images and on subsequent 3D reconstruction. The ideal location for placing marks is one with a stable relation to the bony structures such as root of the nose, chin, cheek bone area or teeth. The marks must be made from a material with a different X-ray absorption than the surrounding tissue, such as metal or radiopaque plastic. Marks should be spherical to ensure that they look the same from different angles. The lower size limit of the marks is determined by their visibility on the 2D images, and consequently on 3D reconstruction. The upper size limit is not exact and is determined by the practical use. Patients with two or more marks are then scanned and the resulting set of 2D images (Fig. 3A) is then used for 3D reconstruction. In the 3D data set marks appear more or less blurred by the patient movements and have a slightly larger size and irregular shape that is the sum of their positions during the scanning. The apparent size of the markers is proportional to the extent of patient movement. Using a computer program, we place virtual 3D marks into the 3D data set at the locations where the blurred marks are displayed. These virtual 3D marks have the same shape and dimensions as the real marks, so they are smaller and better defined than the blurred marks in 3D data set. Each virtual 3D mark is positioned at the center of the blurred mark because this is where the real mark was likely positioned for most of the scan. From this point, we keep only the exact position of these virtual 3D marks, other patient 3D data are discarded. These virtual 3D marks will then be used for correction of the original set of 2D images and a new 3D reconstruction. The next step is a virtual scan of the virtual 3D marks. This virtual scan has exactly the same parameters as the real scan. From this virtual scan we obtain a new virtual set of 2D images displaying the 3D virtual marks, as shown in Fig. 3B. Each virtual 2D image corresponds to one of the real 2D images obtained during the real scan. The next step involves correction of the real 2D image set, which is a source of X-ray data moved to the wrong position by patient movement. The positions of these data points are corrected by superimposing each image from this real 2D image set with the corresponding image from the virtual 2D image set (Fig. 3C) and by matching all marks visible on the real 2D image with marks visible on the corresponding virtual 2D image (Fig. 3D). Each match is achieved by modifying the whole real 2D image using, for example, shifts, rotations, enlargements, and shrinkage. We applied this approach to all real 2D images, which gave the final set of 2D images used for the final 3D reconstruction. The final 3D image is sharper and less blurry.

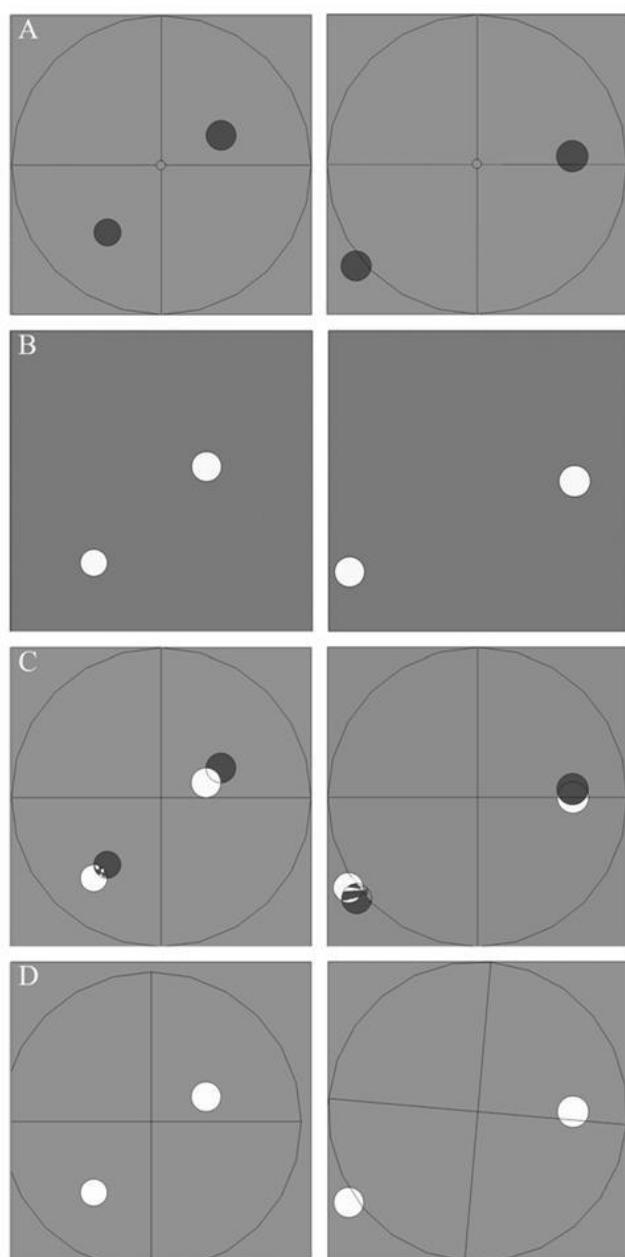


Fig. 3. Real, virtual and corrected 2D images. (A) Two random real 2D images. (B) Two virtual 2D images corresponding to the real 2D images shown in A. (C) Superimposition of corresponding real and virtual 2D images. (D) Correction of real 2D images. Real marks have to be placed exactly on the virtual marks. Circle with cross represents schematic image of patient data. Black dot represents real mark. White dot represents virtual mark.

Evaluation of the hypothesis and discussion

Our hypothetic solution might be of great importance in increasing the resolution of CBCT. This can be achieved by eliminating patient movements or, alternatively, by reducing the

influence of unwanted vibrations and inaccuracies of the rotating X-ray generator/detector arm. To our knowledge, it is feasible in the current state of technology without increasing the radiation dose. Conversely, it may lead to a reduction in radiation dose because the acquisition of a high-quality 3D image will need smaller amounts of data. All these at the minimal cost.

All that is needed are the marks and a computer program that will help us perform the whole procedure. Virtual 3D marks can be placed manually or automatically by the computer program. Virtual scanning and correction of the original set of 2D pictures will be performed by computer.

Use of this improvement is logically unlimited. It is likely to have an impact on every medicine discipline that uses CBCT, but particularly in scans of the oral and maxillofacial region, where high levels of accuracy are crucial. For example, a big impact is likely to be on navigated implantology, where submillimeter accuracy is important. Additionally, it will allow a better assessment of the quality and structure of the bone, resulting in more stable outcomes. Furthermore, higher resolution and sharpness will enable wider use of CBCT in endodontics and periodontology, which are currently limited by insufficient resolution and too much noise. In orthodontics, it will improve the diagnosis of early resorptions and will enable safer use of CBCT in children, where a low radiation dose and minimal movement are required. In general, this approach will lead to better diagnosis and, consequently, to more accurate treatment with fewer complications in all fields of medicine that use CBCT.

Conclusions

The use of CBCT is increasing and no development is likely to replace this approach. Our solution might solve one of the biggest problems of CBCT – patient movement. That would enable further development and use of CBCT. It is important to realize that this is still only a hypothesis. However, we have outlined one of the ways that may lead to achievement of the goal. Further testing and development of the computer program is essential and is ongoing.

Conflicts of interest statement

None declared.

References

- [1] Arai Y, Tammsalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:245–8.
- [2] Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am* 1994;1:612–9.
- [3] Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8:1558–64.
- [4] Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72(1):75–80.
- [5] De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009;38:609–25.

2. THE ROLE OF INTRAOPERATIVE POSITIONING OF THE INFERIOR ALVEOLAR NERVE ON POSTOPERATIVE PARESTHESIA AFTER BILATERAL SAGITTAL SPLIT OSTEOTOMY OF THE MANDIBLE: PROSPECTIVE CLINICAL STUDY

Hanzelka T, Foltán R, Pavlíková G, Horká E, Šedý J. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40:901-6.

(Leading clinical paper)

Impact factor 1,44

Bilateral sagittal split osteotomy (BSSO) aims to correct congenital or acquired mandibular abnormalities. Temporary or permanent neurosensory disturbance is the most frequent complication of BSSO. To evaluate the influence of IAN handling during osteotomy, the authors undertook a prospective study in 290 patients who underwent BSSO. The occurrence and duration of paresthesia was evaluated 4 weeks, 3 months, 6 months, and 1 year after surgery. Paresthesia developed immediately after surgery in almost half of the patients. Most cases of paresthesia resolved within 1 year after surgery. A significantly higher prevalence of paresthesia was observed on the left side. The authors found a correlation between the type of IAN position between the left and right side. The type of split (and IAN exposure) did not have a significant effect on the occurrence or duration of neurosensory disturbance of the IAN. The authors did not find a correlation between the occurrence and duration of paresthesia and the direction of BSSO. Mandibular hypoplasia or mandibular progenia did not represent a predisposition for the development of paresthesia. In the development of IAN paresthesia, the type of IAN exposure and the split is less important than the side on which the split is carried out.

Leading Clinical Paper
Orthognathic Surgery

The role of intraoperative positioning of the inferior alveolar nerve on postoperative paresthesia after bilateral sagittal split osteotomy of the mandible: prospective clinical study

T. Hanzelka¹, R. Foltán¹,
G. Pavlíková¹, E. Horká², J. Šedý³

¹Department of Oral and Maxillofacial Surgery, First Faculty of Medicine, Charles University, Prague, Czech Republic; ²Institute of Dental Research, First Faculty of Medicine, Charles University and General University Hospital, Prague, Czech Republic; ³Institute of Experimental Medicine, Academy of Sciences of the Czech Republic, Prague, Czech Republic

T. Hanzelka, R. Foltán, G. Pavlíková, E. Horká, J. Šedý: The role of intraoperative positioning of the inferior alveolar nerve on postoperative paresthesia after bilateral sagittal split osteotomy of the mandible: prospective clinical study. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 2011; 40: 901–906. © 2011 International Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

Abstract. Bilateral sagittal split osteotomy (BSSO) aims to correct congenital or acquired mandibular abnormalities. Temporary or permanent neurosensory disturbance is the most frequent complication of BSSO. To evaluate the influence of IAN handling during osteotomy, the authors undertook a prospective study in 290 patients who underwent BSSO. The occurrence and duration of paresthesia was evaluated 4 weeks, 3 months, 6 months, and 1 year after surgery. Paresthesia developed immediately after surgery in almost half of the patients. Most cases of paresthesia resolved within 1 year after surgery. A significantly higher prevalence of paresthesia was observed on the left side. The authors found a correlation between the type of IAN position between the left and right side. The type of split (and IAN exposure) did not have a significant effect on the occurrence or duration of neurosensory disturbance of the IAN. The authors did not find a correlation between the occurrence and duration of paresthesia and the direction of BSSO. Mandibular hypoplasia or mandibular progenia did not represent a predisposition for the development of paresthesia. In the development of IAN paresthesia, the type of IAN exposure and the split is less important than the side on which the split is carried out.

Keywords: orthognathic surgery; bilateral sagittal split osteotomy; inferior alveolar nerve; mandible..

Accepted for publication 8 April 2011
Available online 13 May 2011

Bilateral sagittal split osteotomy (BSSO) aims to correct the position of the mandible. The first Hüllihen orthognathic operation on mandible, anterior subapical osteotomy was published in 1984. Then, in 1954, Caldwell and Letterman described the intraoral vertical ramus osteotomy and in 1955 BSSO was introduced into routine orthognathic surgery by Obwegeser and Trauner. Until then, the most important modifications of BSSO were by Dal Pont in 1961, Hunsuck in 1968, Gallo in 1976 and EPKER in 1977 (for a review, see ¹¹).

In contrast to the many modifications of BSSO, its use encompasses complications, mainly temporary or permanent damage to the inferior alveolar nerve (IAN). Despite intensive preclinical and clinical research, the particular cause of many such cases is unknown. Two main causes have been cited in the literature: handling the IAN during osteotomy⁶ and medial retraction of the extraosseous portion of the IAN at the time of medial horizontal ramus osteotomy^{9,10,12,15,16}. The latter cause is indirectly supported by studies describing a contemporaneous disturbance of the lingual nerve^{8,14}. The exact pathophysiological mechanism leading to disturbance to the IAN remains to be elucidated.

The authors examined if preparative positioning of the IAN at the osteotomy site, as well as the direction of movement of osseous fragments, have a role in paresthesia after BSSO.

Patients and methods

The study was designed as a prospective investigation. The study protocol was approved by the Ethics Committee of Charles University (Prague, Czech Republic). All subjects enrolled in the study provided written informed consent. Between 2006 and 2008, the authors operated on 535 patients, 399 of whom had a BSSO, of these, 290 patients were included in the study. The inclusion criteria were: ability of the patients to undergo detailed preoperative and postoperative examination; normal function of the IAN preoperatively; ability to obtain documentation during the entire follow-up period; absence of concomitant disease (particularly cardiovascular or neurological disease); carrying out a BSSO; and absence of genioplasty. Patients who did not meet these criteria were excluded. Most were excluded owing to failure in their follow-up. Of the 290 patients studied, 190 were women and 100 were men. In the preoperative examination, all patients had normal sensation in the lip

and chin area. All had standard preoperative orthodontic decompensation with fixed appliances.

BSSOs were performed by one surgeon (R.F.) in all cases. In all patients, opening of medial tissue, osteotomizing, and splitting of the mandible were first done on the right side, then on the left. The osteosynthetic phase was first carried out on the right side, and subsequently on the left.

All surgery was carried out under general anaesthesia. The surgical procedure was the standard Hunsuck-Epker modification of BSSO³ from a clearly intraoral approach with minimal dissection of soft tissue. The authors used standard Obwegeser hooks for visualization of the lingula on the medial ramus and the lateral lower border of the mandible. Osteotomy was carried out with burrs and finished with Obwegeser chisels and, in some cases, with Smith's spreader. For internal rigid fixation, only miniplates with monocortical screws were used: lag screws were never used. After surgery, patients were put on soft elastic intermaxillary fixation for 6 weeks with early mobilization after 3 weeks.

The IAN was spared during the entire procedure. During medial opening, the authors carried out as minimal retraction of soft tissue as possible, and repeatedly confirmed the position of the IAN. During sawing, the depth of the osteotomy was controlled (mainly during the anterior cut of the inferior margin of the mandible). During splitting, the insertion of Obwegeser chisels was minimized. After splitting, the nerve position was controlled. Sharp bony interferences in the osteotomy area were meticulously removed if necessary. If the nerve was fixed to a joint-bearing fragment, special care was taken to detach the nerve precisely without damaging it. If the IAN was cut partially or totally, a microsuture of its perineurial sheath end-to-end with Ethilon 10/0 was carried out immediately. The necessity of using tension-free sutures required more intensive detachment of the nerve from the proximal part of the mandibular canal. To minimize the possibility of nerve damage during the osteosynthesis, only monocortical miniplates were used for fixation. Suturing was done with resorbable material, drains were not used.

Postoperatively, patients spent at least 12 h in the intensive care unit (ICU). The mean postoperative duration of hospital stay was 4.5 days. Patients remained on antibiotics for 5 days postoperatively. Early mobilization was started on the third

week after surgery. This was followed by full-mouth-opening rehabilitation by a physiotherapist starting at the sixth week after surgery.

Monitoring the position and function of the IAN

Before surgery, detailed examination of the patients was undertaken. This involved taking a medical history, physical examination, orthodontic examination, and pre-treatment and orthognathic surgical planning, as previously described^{4,5}. Particular care was taken to confirm or exclude neurological disturbances (particularly around the trigeminal nerve) during the extended physical examination, focusing on neurological disturbances.

On the basis of experience with >1000 cases treated with orthognathic surgery, the authors have found that the course of the IAN is very variable, but its position during osteotomy could be divided into five main situations. The authors introduced their own five-point classification based on the classification of TEERJOKI-OKSA et al.¹⁵. In contrast to this study, the authors considered whether the nerve was attached to the lateral fragment, which they evaluated as very important for the subsequent necessity of manipulating the nerve. After the mandibular split, the position of the IAN was evaluated in all cases on the right and left side separately and the corresponding category noted (Table 1). On the basis of the position of the IAN, the surgical technique was modified to prevent nerve damage.

After surgery, all patients were instructed to pass four recall controls at certain times after surgery: 4 weeks (T1); 3 months (T2); 6 months (T3); and 1 year (T4). The evaluation of neurosensory disturbances was evaluated subjectively by the patient using an anonymous questionnaire, filled in by the patient at each time period. During evaluation of the results, the authors included only data on the presence or absence of neurosensory disturbance, not its severity.

Statistical analyses

For each patient, age, sex, type of surgery, type of split on the right and left side, presence of IAN disturbance on the right and left side, and the duration of IAN disturbance on the right and left side were noted. Data on age are mean \pm SEM. Statistical analyses involved the Wilcoxon signed ranks test, the Mann-Whitney test, the Kruskal-Wallis test and Pearson's χ^2 test ($p < 0.05$).

Table 1. Classification of the peroperative position of the IAN during BSSO as well as a particular procedure to prevent subsequent nerve damage.

Type	Position and course of the nerve	Procedure
I.	The nerve is covered by cortical bone during the whole course in the mandibular canal	None
II.	The nerve remains in the mandibular canal on the medial fragment, but at least one side of the canal is missing	Targeted preservation of the nerve during manipulation and fixation of the fragments
III.	The nerve is in the middle of the fragments in an osteotomy line	Procedure in II together with cancellous bone removal on lateral fragment
IV.	The nerve is attached to lateral cortical bone	Procedure in III together with suitable detachment of the nerve
V.	The nerve is partially or completely cut	Procedure in IV together with end-to-end microanastomosis

Results

The mean age of the patients was 27.04 ± 0.44 years (range 17–57 years). Isolated mandibular advancement was performed in 177 patients; isolated setback was carried out in 84 patients. 29 patients underwent a BSSO with a change in occlusal plane rotation; of these, 13 had clockwise rotation and 16 had counter-clockwise rotation. All patients underwent a BSSO without severe intraoperative or postoperative complications.

Neurosensory disturbance of the IAN

Of 290 patients, almost half observed neurosensory disturbance in the area of the IAN within the fourth postoperative week, but only 3% suffered from a neurosensory disturbance after 1 year (Table 2; Fig. 1). Together, >28% of IANs were affected (Table 3). On the left side, the authors observed a significantly higher occurrence of paresthesia compared with the right side ($p = 0.012$) (Table 3). They did not observe a statistically significant difference in the duration of paresthesia between the right and left side (Fig. 1). Correlation of the development of paresthesia between the right and left side was not observed. A relationship between the occurrence of paresthesia or duration of paresthesia, both between women and men was not observed. An age-dependent relationship of the occurrence and duration of paresthesia was not found. There was no significant difference in the duration of IAN disturbance amongst younger patients (17–23 years) and older patients (24–57 years).

Types of the position of the IAN

Most patients had an IAN position of types I–IV, with approximately the same distribution amongst these groups. Only the most severe position (type V) occurred significantly less frequently. The occurrence of different IAN position types was similar on the left and right sides. The

Table 2. Occurrence of paresthesia in particular postoperative time windows.

	Time after surgery	Number of patients with paresthesia $N = 290$
T1	4 weeks	140 (48.3%)
T2	3 months	59 (20.3%)
T3	6 months	29 (10.0%)
T4	1 year	9 (3.1%)

authors found a correlation between IAN position type between the left and right side (Fisher's exact test, 0.0005; lambda symmetric test, 0.305). The results of Pearson's χ^2 test and the Kruskal–Wallis test indicated no relationship between the type of the IAN position and the occurrence or duration of IAN disturbance (Fig. 2).

A correlation between occurrence/duration of paresthesia and surgery type was not observed. There was no correlation between the type of the abnormality (i.e. mandibular progenia and mandibular

hypoplasia) and the occurrence/duration of paresthesia.

Discussion

Paresthesia developed immediately after surgery in almost half of the patients, which corresponded to >28% of IANs. Most cases of paresthesia resolved within 1 year after surgery. The authors found a significantly higher prevalence of paresthesia on the left side. Most patients had IAN position types I–IV, with approximately the same distribution

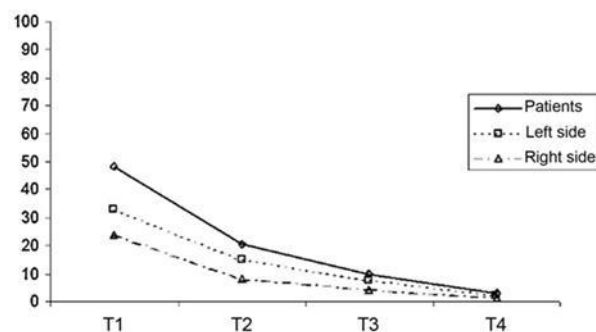


Fig. 1. Time course of paresthesia in patients, together with separate data for the right and left side. Data in the columns represent the percentage from a particular sample.

Table 3. Occurrence of paresthesia on the right and left sides. The difference between the occurrence of paresthesia on the left and right sides in number of patients ($p = 0.012$) as well as between the numbers of affected nerves ($p = 0.012$) reached statistical significance. Both are indicated in the table by asterisks.

	Number of patients	Number of affected nerves
Paresthesia (left side)	70 (24.1%)	70 (12.1%)
Paresthesia (right side)	45 (15.5%)*	45 (7.8%)*
Paresthesia (bilateral)	25 (8.6%)	50 (8.6%)
Paresthesia	140 (48.3%)	165 (28.4%)
Total	290 (100.0%)	580 (100.0%)

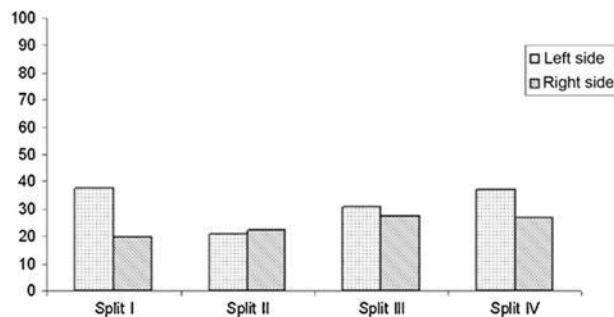


Fig. 2. The relationship between the type of position of the inferior alveolar nerve (1–5) and the side of parasthesia. Data in the columns represent the percentage from a particular sample.

amongst these groups; IAN position type V occurred significantly less frequently. The authors found a correlation between IAN position type between the left and right sides. The position type of IAN did not have a significant effect on the occurrence or duration of neurosensory disturbance of the IAN. The authors did not find a correlation between the occurrence and duration of parasthesia and surgery type.

Lack of a correlation of IAN position with the occurrence and duration of neurosensory disturbance indicated that there was another more important factor (or trauma) rather than direct manipulation of the nerve in the split region. This result was in accordance with a study by WESTERMARK et al.¹⁷, who found only a low correlation between direct manipulation of the IAN and increased functional impairment of the nerve, and attributed the disturbances to trauma during dissection of medial soft tissue. JONES and WOLFORD⁹ were amongst the first to describe transient electrophysiological disturbance during opening of medial soft tissue. Similarly, TEERIJOKI-OKSA et al.¹⁵ found, using intraoperative electrophysiological monitoring, that exposure or manipulation of the IAN usually had no effect on nerve function, and that the most obvious changes occurred during surgical procedures on the medial side of the mandibular ramus. PANULA et al.¹² verified the role of especially gentle handling of the soft tissues on the medial side of the ascending ramus upon a lower prevalence of parasthesia in 39 patients. They used a low-profile, only slightly curved Howarth elevator on the test side. On this side, the horizontal bone cut was made with a 1.5-mm round-ended Steiger burr. On the control side, a broader-channel retractor with a curve that was $>90^\circ$ at the tip was used. The horizontal bone cut was made with a reciprocating saw with a 6-mm blade. The most important differences were found after 6 months¹².

In the present study, the occurrence of different IAN position types was almost identical between the left and right sides. The authors found a correlation between the type of split between the left and right sides. This indicated that if one type of split occurred on one side, there was a high chance that it would also occur on the other side in the same patient. With knowledge of the type of split on one side, the authors had a one-third higher chance to assess the type of split on the other side. This finding indicated that there is strong anatomical and functional correlation between the right and left sides, assuming that the surgeon carries out the procedure to an identical level of competence on both sides. Conversely, it could show that the anatomical and physiological factors have such a strong effect that small differences in the work of the surgeon can be eliminated. The number of all IAN position types was almost identical between the right and left sides, which may represent further indirect evidence of anatomical and physiological factors on the type of split. It is also evidence that the surgeon handled solid tissues in the same way on the right and left sides.

The authors found a significantly higher occurrence of parasthesia on the left side compared with the right side. This result may not have occurred due to an anatomical predisposition, so the surgical approach could have been a factor. Two possible causes were asymmetry of the surgeon and the operative field, and asymmetry of the surgical procedure.

With respect to the relationship between the surgeon and the operative field, if the surgeon remained on the right side of the operative table, he/she would find it harder to examine the field of vision of the left lingula and entry of the IAN to the mandibular ramus. It would be more difficult for him/her to manipulate the mandible and nerves in this region. During the preparation on the left side, there is a ten-

dency for increased medial detachment of soft tissues, which may increase the pressure on the IAN before its entry into the mandibular canal. The surgeon may therefore tend to carry out more intensive medial retraction, resulting in nerve damage. This may be why the IAN is more frequently damaged on the left side. This finding indirectly supports the hypothesis that preparation in this region has a more important role on the occurrence of parasthesia than manipulation of the nerve in the split region^{7,9,15,17}.

When evaluating the surgical procedure, it must be highlighted that all surgeries were initially carried out on the right side. One important factor may be the increased fatigue of the surgeon when operating on the second (i.e. left side) of the mandible. The surgeon may feel more at ease during surgery on the second (i.e. left) side. The surgeon may therefore underestimate the variability of the IAN on this side, or be involuntarily forced to carry out the procedure more quickly than he/she should.

During the opening of medial tissue, the second lingula (left one) should (theoretically) be found more easily because both lingulae are usually at the same height. This contrasts with data obtained from the present study regarding the occurrence of parasthesia on the left and right sides as well as with the former theory. During sawing, the sequence may be important only from the viewpoint of changed position of the detached mandible on one side and thus worsened orientation of the surgeon on the other side. The authors think splitting is not affected by the sequence of both sides. The sequence of osteosynthesis should not affect the occurrence of parasthesia on the left or right side. The distal fragment is fixed to the maxilla and one side thus could not affect the other side. From the authors' experience with post-operative cone-beam computed tomography (CBCT), they know that the ends of 6 mm long anterior miniplate screws may reach the mandibular canal. This might also affect the results; in patients with a delicate skeleton, the authors now routinely use 5 mm screws in this region. The only way to discover the effect of asymmetry of the surgical approach is to begin the procedure in half of the patients on the right side and on the left side in the other half of patients. The authors are currently carrying out this study. Exclusion of the theory of the surgical approach may verify the role of asymmetry of the operative field and the surgeon. This may confirm the importance of more intensive retraction of medial soft tissue to better view the

operative field during the opening of medial tissue.

In the present study, >24% of patients had paresthesia on the left side, >15% of patients had paresthesia on the right side, and >8% of patients had paresthesia on both sides. If the occurrence of paresthesia on the left side and on the right side is evaluated as an independent phenomenon, there should be an adequate number of cases of bilateral paresthesia (i.e. how often can right and left paresthesia occur together in one patient?). The occurrence of bilateral paresthesia above this value may indicate predisposition, and there would be a relationship between the occurrence of paresthesia on one side and the other side. In the present study, the occurrence of bilateral paresthesia did not reach above this cut-off point. This indicated a very small or non-existent anatomical predisposition, as well as independence of the right and left sides. Theoretically, if the occurrence of bilateral paresthesia was lowered, it may suggest that some patients with bilateral paresthesia have a tendency to compare both sides and thus subjectively identify only the most severe side.

Comparing these data with other studies is difficult. In some reviews, side difference was not mentioned¹¹ or the conditions were not specified². In other studies, side difference was the topic but no significant difference was found¹⁹. In other studies, one side was operated on by an experienced surgeon and the other by a trainee¹⁵. Usually, which side was operated on first is not mentioned. Also the right-handedness or left-handedness of the surgeon is not specified. These factors make exact comparisons difficult.

A significant relationship between type of surgery and the occurrence and duration of paresthesia was not observed, which was in accordance with results presented by other authors^{6,15,18}. YLIKONTIOLA et al.¹⁹ found a significantly positive correlation between subjective neurosensory loss and the magnitude of mandibular movement. VAN SICKELS et al.¹⁶ showed the influence of BSSO advancement >7 mm on neurosensory disturbance only in older patients. Besides the different surgical technique, these results indicate that mandibular hypoplasia or mandibular progenia do not represent a predisposition for the development of paresthesia.

A correlation between the occurrence and duration of paresthesia and the sex of patients was not observed. These results correspond with data obtained by other authors^{15,19}. The authors did not find a correlation between patient age and the

occurrence of neurosensory disturbance of the IAN, which is in accordance with results obtained by TERIJOKI-OKSA et al.¹⁵ and AUGUST et al.¹. VAN SICKELS et al.¹⁶ showed the occurrence of neurosensory disturbance at mandibular advancements >7 mm only in older patients. According to WESTERMARK et al.¹⁸ and YLIKONTIOLA et al.¹⁹, patient age has a significant influence on the recovery of neurosensory function.

The significantly lower occurrence of the type V position of the IAN was not surprising. Only 33% of these patients had paresthesia. This may be because most of the patients with a type V IAN position had only partial IAN separation. Most of the affected nerve fibres may conduct signals from the teeth or any redundant areas, and thus not directly affect the lower lip.

The entire study was based on subjective evaluation by the patients. This design may have strengths and weaknesses. The main weakness is the inability to evaluate paresthesia severity objectively. In the early period after surgery, patients may accentuate their ailments due to fear and the occurrence of a new situation. After some time, patients may begin to neglect their symptoms, become habituated to them and stop perceiving them as abnormal¹³. The positive change in facial appearance may lead them to neglect some of the side effects of surgery (including IAN paresthesia). The relationship between the physician and the patient may be another important factor. The results presented by WESTERMARK et al.¹⁸ indicated that there is a relatively good positive correlation between subjective evaluation and objective assessment of the sensitivity of the lower lip and chin after sagittal split osteotomy of the mandible. According to a review on IAN sensory disturbance after BSSO at 1 week and 1 year postoperatively, subjective testing methods gave higher numbers of paresthesia (83% and 24%, respectively) than did objective methods (63% and 13%, respectively)². That implies that there would probably be lower numbers of IAN paresthesia if using objective testing methods. The major positive aspect of the present study was that it was targeted towards subjective evaluation of the present status; the most important aspect for the patient.

In conclusion, a higher prevalence of IAN disturbance on the left side suggests the importance of asymmetry of the relationship between the surgeon and the operative field or asymmetry of the surgical procedure. The authors think that

their results are not sporadic, in other studies they were probably ascribed to a less experienced trainee who operated on the side with higher incidence of paresthesia or the results of both left and right sides were mixed before statistical analysis. The authors think their results can play an important role in explaining the causes of neurosensory disturbance of the IAN during BSSO. Further research is necessary.

Funding

Grant agency of the Academy of Sciences of the Czech Republic GA AV AV0Z50390703, Czech Ministry of Education CZ:MSMT ČR:1M0538 and CZ:MSMT ČR:LC554 and Grant Agency of the Czech Republic GACR 304/10/0320.

Competing interests

None declared.

Ethical approval

Not required.

References

1. AUGUST M, MARCHENA J, DONADY J, KABAN L. Neurosensory deficit and functional impairment after sagittal ramus osteotomy: a long-term follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg* 1998; **56**: 1231–1235.
2. COLELLA G, CANNAVALE R, VICIDOMINI A, LANZA A. Neurosensory disturbance of the inferior alveolar nerve after bilateral sagittal split osteotomy: a systematic review. *J Oral Maxillofac Surg* 2007; **65**: 1707–1715.
3. EPKER BN. Modifications in the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg* 1977; **35**: 157–159.
4. FOLTÁN R, PRETL M, DONEV F, HOFFMANNOVA J, VLK M, ŠONKA K. Maxillo-mandibular advancement in the therapy for obstructive sleep apnoea syndrome. *Ces Slov Neurol Neurochir* 2005; **68**: 412–418.
5. FOLTÁN R, HOFFMANNOVÁ J, DONEV F, VLK M, ŠEDÝ J, KUFA R, BULIK O. The impact of Le Fort I advancement and bilateral sagittal split osteotomy setback on ventilation during sleep. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; **38**: 1036–1040.
6. FRIDRICH KL, HOLTON TJ, PANSEGRAU KJ, BUCKLEY MJ. Neurosensory recovery following the mandibular bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; **53**: 1300–1306.
7. JÄÄSKELÄINEN SK, TEERIJOKI-OKSA T, FORSSELL K, VÄHÄTALO K, PELTOLA JK, FORSSELL H. Intraoperative monitoring of

- the inferior alveolar nerve during mandibular sagittal-split osteotomy. *Muscle Nerve* 2000; **23**: 368–375.
8. JACKS SC, ZUNIGA JR, TURVEY TA, SCHALIT C. A retrospective analysis of lingual nerve sensory changes after mandibular bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1998; **56**: 700–704.
 9. JONES DL, WOLFORD LM. Intraoperative recording of trigeminal evoked potentials during orthognathic surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1990; **5**: 167–174.
 10. JONES DL, WOLFORD LM, HARTOG JM. Comparison of methods to assess neurosensory alterations following orthognathic surgery. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1990; **5**: 35–42.
 11. OW A, CHEUNG LK. Skeletal stability and complications of bilateral sagittal split osteotomies and mandibular distraction osteogenesis: an evidence-based review. *J Oral Maxillofac Surg* 2009; **67**: 2344–2353.
 12. PANULA K, FINNE K, OIKARINEN K. Neurosensory deficits after bilateral sagittal split ramus osteotomy of the mandible—influence of soft tissue handling medial to the ascending ramus. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004; **33**: 543–548.
 13. PEPEERACK WJ, CHAUSSE JM. Long term follow-up of the sagittal splitting technique for correction of mandibular prognathism. *J Maxillofac Surg* 1978; **6**: 117–140.
 14. SCHENDEL SA, EPKER BN. Results after mandibular advancement surgery: an analysis of 87 cases. *J Oral Surg* 1980; **38**: 265–282.
 15. TEERIJOKI-OKSA T, JÄÄSKELÄINEN SK, FORSELL K, FORSELL H, VÄHÄTALO K, TAMMISALO T, VIRTANEN A. Risk factors of nerve injury during mandibular sagittal split osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; **31**: 33–39.
 16. VAN SICKELS JE, HATCH JP, DOLCE C, BAYS RA, RUGH JD. Effects of age, amount of advancement, and genioplasty on neurosensory disturbance after a bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2002; **60**: 1012–1017.
 17. WESTERMARK A, BYSTEDT H, VON KONOW L. Inferior alveolar nerve function after sagittal split osteotomy of the mandible: correlation with degree of intraoperative nerve encounter and other variables in 496 operations. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1998; **36**: 429–433.
 18. WESTERMARK A, ENGLESSON L, BONGENHIEM U. Neurosensory function after sagittal split osteotomy of the mandible: a comparison between subjective evaluation and objective assessment. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1999; **14**: 268–275.
 19. YLIKONTIOLA L, KINNUNEN J, OIKARINEN K. Factors affecting neurosensory disturbance after mandibular bilateral sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; **58**: 1234–1239.

Address:
 Jiří Šedý
 Institute of Experimental Medicine
 Academy of Sciences of the Czech Republic
 Vídeňská 1083
 Prague 4
 142 20
 Czech Republic
 Tel: +420 241062717
 Fax: +420 241062783
 E-mail: jirisedy@hotmail.com